

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	17
1^{ERE} PARTIE : GENESE DE L'ETUDE	19
I. Notions concernant la cicatrisation osseuse	19
II. Ostéosynthèse biologique.....	20
II.1. Principe et intérêts	20
II.2. Choix des implants	21
III. Le montage mixte clou centromédullaire – plaque VCP	22
III.1. Plaques VCP.....	22
III.1.a. Caractéristiques générales.....	22
III.1.b. Propriétés mécaniques	23
III.2. Association clou – plaque.....	25
III.2.a. Intérêts liés à l'utilisation du clou centromédullaire.....	25
III.2.b. Influence de la taille du clou.....	27
III.3. Nombre de vis à utiliser	28

2^{EME} PARTIE : NOTIONS DE BIOMECANIQUE31

I.	Biomécanique générale : définitions	31
	I.1. Force et déplacement.....	31
	I.2. Contrainte et déformation	32
	I.3. Module d'élasticité.....	34
II.	Biomécanique du fémur	34
	II.1. Analyse de la marche	34
	II.2. Orientation et norme de la force de réaction articulaire	36
III.	Application à l'ostéosynthèse : problématique	38

3^{EME} PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE39

I.	Matériel et méthode	39
	I.1. Les échantillons.....	41
	I.1.a. Prélèvement des fémurs.....	41
	I.1.b. Conservation et préparation des fémurs	41
	I.2. Réalisation des montages d'ostéosynthèse	42
	I.2.a. Enclouage	42
	I.2.b. Ostectomie et mise en place de la plaque.....	42
	I.3. Inclusion des fémurs dans la résine	43
	I.3.a. Verticalisation des fémurs	44
	I.3.b. Inclusion dans la résine	46
	I.4. Mise en place des jauge s d'extensométrie.....	47

I.5. Test mécanique	49
I.5.a. Technique de mise en charge.....	49
I.5.b. Acquisition des données.....	52
I.5.c. Transformation des données.....	55
I.6. Analyse statistique	57
II. Résultats.....	57
 II.1. Comportement mécanique global.....	57
 II.2. Comportements mécaniques locaux.....	64
II.2.a. Déformation du clou.....	64
II.2.b. Déformation de la plaque	67
II.2.c. Déplacement du foyer de fracture	68
II.2.d. Estimation des énergies de déformation des implants	70
III. Discussion.....	71
 III.1. Protocole expérimental	71
III.1.a. Les échantillons	71
III.1.b. Choix de la taille du clou	72
III.1.c. Choix des configurations testées.....	72
III.1.d. Choix de la position du fémur	73
III.1.e. Choix des conditions de mise en charge	75
III.1.f. Choix de la taille des vis.....	76
 III.2. Résultats	76
III.2.a. Répétabilité des tests.....	76
III.2.b. Variabilité inter fémur	77
III.2.c. Raideur globale des montages	78
III.2.d. Déformation du clou	79
III.2.e. Déformation de la plaque.....	79
III.2.f. Energies de déformation des implants	80
III.2.g. Déplacement du foyer de fracture.....	80
CONCLUSION	82
BIBLIOGRAPHIE	84
ANNEXES	90

TABLE DES FIGURES

Figure 1: Courbe représentant le déplacement en fonction de la force exercée.....	32
Figure 2: Courbe représentant la contrainte en fonction de la déformation.....	33
Figure 3: Position du fémur lors de la phase d'attaque au sol d'après Mariaud. (37) (A) : Vue latérale, fémur gauche, angle crânial de 25 degrés. (B) : Vue crâniale, fémur gauche, angle d'adduction de 10 degrés.	35
Figure 4: Orientation relative du fémur de chien par rapport au bassin lors de l'appui maximum d'après Page (41).	36
Figure 5: Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann (6).....	37
Figure 6: Orientation de la force de réaction articulaire selon Page (41).	37
Figure 7: Schéma des différents montages testés.....	40
Figure 8: Schéma de principe de la boîte conçue pour un fémur droit.	43
Figure 9: Photographie de la boîte conçue pour un fémur droit. Deux des quatre parois amovibles ont été retirées pour visualiser l'inclinaison du fond de la boîte.	44
Figure 10: Photographies montrant le bâti sur lequel ont été fixés les fémurs avec un contrôle de la verticalité dans le plan crano-caudal et médio-latéral.	45
Figure 11: Photographies montrant la verticalisation du fémur dans la boîte grâce à un système de double potence.....	45
Figure 12: Photographies de la face crâniale d'un fémur inclus dans la résine avant et après démoulage.	46
Figure 13: Photographies d'un fémur en vue latérale avant et après démoulage.....	47
Figure 14: Structure d'une jauge d'extensométrie (32).	48
Figure 15: Photographie montrant les jauge en place.....	49
Figure 16: Photographie de la jauge positionnée sur la face latérale de la plaque.....	49
Figure 17: Photographie du dispositif de fixation de l'ensemble fémur – socle sur la presse électro-mécanique.	50
Figure 18: Photographie de la pièce d'adaptation pour appliquer la force de compression sur la tête fémorale.	51
Figure 19: Photographie du système de tables de glissement à mouvement croisés orthogonaux.....	51

Figure 20: Photographie d'un fémur appareillé avec l'extensomètre.....	52
Figure 21: Principe du pont de Wheatstone.	52
Figure 22: Principe du montage en quart de pont.	53
Figure 23: Photographie du pont de jauge lors de l'acquisition des données de déformations des 4 jauge d'extensométrie.....	54
Figure 24: Photographie du dispositif expérimental complet.	55
Figure 25: Courbe force (en N) / déplacement (en mm) obtenue pour le fémur 3 avec le montage 1 au cours du 3 ^{ème} test.....	58
Figure 26: Courbes charge-déplacement entre 10 et 60 N obtenues lors du 3 ^{ème} test de mise en compression dans chaque configuration pour le fémur 30.....	59
Figure 27: Raideurs moyennes des 6 montages pour chaque fémur.	62
Figure 28: Raideurs des montages obtenues au cours du 3 ^{ème} test.....	63
Figure 29: Déformations enregistrées par les jauge collées sur le clou pour les 6 montages testés sur le fémur 21.....	65
Figure 30: Déformations enregistrées par les jauge collées sur la plaque pour les 6 montages testés sur le fémur 26.....	67
Figure 31: Déplacement du foyer de fracture enregistré par l'extensomètre au cours du test 2 sur le fémur 20 avec le montage 4.....	68
Figure 32: (A) Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan sagittal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page (41). (B) Position de l'os dans le plan sagittal lors de l'application d'une force verticale.....	74
Figure 33: (A) Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan frontal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page (41). (B) Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force vertical.	74
Figure 34: (A): Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann (6). (B): Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force verticale.....	75
Figure 35: Raideur des montages pour chaque fémur.....	77

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1: Différents types de cal (d'après MacKibbin, 35).....	19
Tableau 2: Conséquences de la variation du diamètre d'un clou centro-médullaire sur la raideur du montage et sur les déformations de la plaque (29).	27
Tableau 3: Présentation des configurations testées.	39
Tableau 4: Dimension des fémurs utilisés.....	41
Tableau 5: Raideur globale (en N/mm) en fonction des différents montages.....	60
Tableau 6: Raideurs globales moyennes et paramètres de dispersion pour chaque montage..	61
Tableau 7: Classement des différents montages en fonction des raideurs moyennes.	63
Tableau 8: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les raideurs des différents montages. ...	64
Tableau 9: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les valeurs de déformation de la jauge crâniale du clou à la charge maximale pour les différents montages.....	66
Tableau 10: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les valeurs de déformation de la jauge caudale du clou à la charge maximale pour les différents montages.	66
Tableau 11: Déplacements du foyer de fracture (en μm) enregistrés par l'extensomètre à la charge maximale au cours des test 2 et 3.	69
Tableau 12: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les valeurs de déplacement du foyer de fracture enregistrées par l'extensomètre à la charge maximale pour les différents montages.....	69
Tableau 13: Evaluation des pourcentages d'énergie de déformation dans les implants.	70
Tableau 14: Déplacements et déformations du foyer de fracture extrapolées à une mise en charge équivalente à 150 % du poids du corps.	80

INTRODUCTION

Les fractures fémorales diaphysaires hautement comminutives se rencontrent fréquemment en médecine vétérinaire canine et féline et sont souvent le fait d'accidents de la voie publique.

Le traitement de ce type de fracture dépend de la configuration de la fracture et de considérations biologiques (47, 48). Ces fractures peuvent être traitées par différentes techniques : la réduction anatomique et fixation rigide ou l'ostéosynthèse biologique. La première, préconisée classiquement, associe une réduction anatomique et une fixation rigide avec vis de traction ou cerclages suivis de la mise en place d'une plaque. Dans ce type d'ostéosynthèse, on cherche à obtenir une cicatrisation per primam. Toutefois, du fait de la présence de nombreux fragments, reconstruire un cylindre osseux de manière parfaitement anatomique reste une tâche délicate même pour un chirurgien confirmé et expérimenté. De petites pertes de substance osseuse persistent toujours ne favorisant pas la formation d'os. Cette reconstruction anatomique nécessite un temps opératoire prolongé et implique des dégâts des tissus mous environnants à l'origine d'un déficit de vascularisation. Ces conditions sont souvent à l'origine de l'échec de ce type de traitement ou d'un retard de cicatrisation.

Suite à ces échecs de traitement, un changement radical a vu le jour dans l'approche des fractures comminutives : il s'agit du concept de l'ostéosynthèse biologique ou ostéosynthèse d'alignement. La supériorité de cette technique dans le traitement de telles fractures par rapport à la fixation rigide après reconstruction anatomique n'est aujourd'hui plus à démontrer.

Cette technique consiste à rétablir l'alignement du fragment osseux proximal et du fragment osseux distal sans intervenir sur le foyer de fracture. Ce traitement doit oublier une réduction anatomique parfaite des différents fragments osseux et se concentrer sur la préservation des conditions biologiques permettant une cicatrisation de l'os. Cette technique est particulièrement efficace dans le traitement de fractures hautement comminutives grâce à la préservation de la vascularisation et des insertions des tissus mous, ce qui accélère la formation du cal osseux. L'implant choisi joue alors un rôle de soutien total du foyer de fracture ; lors de la mise en charge, il doit être capable de résister à l'ensemble des contraintes mécaniques, qu'il est alors seul à supporter.

Dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique, le choix de l'implant est primordial car il doit présenter d'excellentes propriétés biomécaniques et sa mise en place doit être possible avec un abord minimal.

En 1989, des plaques exclusivement destinées à l'usage vétérinaire, les plaques VCP (Veterinary Cuttable Plate), ont été commercialisées. Elles ont été développées pour mieux répondre aux besoins de l'ostéosynthèse des petits animaux. Cependant leur épaisseur relativement faible leur confère une rigidité parfois insuffisante pour supporter à elles seules les efforts liés à la locomotion (8, 23, 25).

Les montages mixtes clou – plaque semblent avoir de bonnes propriétés biomécaniques, le clou centromédullaire prenant en charge une partie des efforts qui s'exercent sur le montage. En raison de l'ajout du clou centromédullaire, des plaques VCP peuvent être utilisées y compris lors de fractures comminutives. Les conséquences de la variation du diamètre du clou sur la rigidité globale du montage d'ostéosynthèse ont été étudiées (29). Il n'en est pas de même pour les vis de la plaque. Des inconnues subsistent sur l'effet mécanique de la position et du nombre de vis utilisées dans un montage combiné clou – plaque.

Le but de cette étude est de tester la raideur d'un montage mixte clou – plaque VCP en compression en fonction du nombre de vis utilisées et de corticales concernées lors de la fixation de la plaque VCP et de déterminer ainsi le nombre de vis minimal à utiliser.

1^{ère} PARTIE : GENESE DE L'ETUDE

I. Notions concernant la cicatrisation osseuse

La consolidation osseuse est un phénomène complexe qui a été beaucoup étudié (3, 10, 21, 35, 38, 46, 50). En 1978, Mc Kibbin a précisé la façon dont les trois compartiments osseux, c'est-à-dire le périoste, la corticale et la médullaire, participent à la consolidation.

Type de consolidation	Vitesse	Comblement d'un espace	Tolérance à l'instabilité	Tolérance à la stabilité absolue	Importance des tissus mous
Cal périosté	+++	+++	+++	-	+++
Cal cortical	+	-	-	++++	-
Cal médullaire	++	++++	++	+++	-

Tableau 1: Différents types de cal (d'après MacKibbin, 35).

Le périoste forme rapidement un cal volumineux qui ponte le foyer de fracture et l'immobilise progressivement. Celui-ci est susceptible de combler de larges pertes de substances. Le cal périosté est stimulé par une mobilité modérée du foyer de fracture et au contraire la stabilité de ce foyer empêche sa formation. Sa croissance est limitée dans le temps. On peut évaluer à environ 6 semaines la période pendant laquelle il est susceptible de se former et de proliférer. Lors de fractures hautement comminutives, les pertes de substances peuvent être importantes, et la réduction anatomique parfaite impossible laissant alors un espace important entre les bouts osseux. La cicatrisation aura pour but de combler cet espace le plus rapidement possible. Il est donc nécessaire de favoriser la formation du cal périosté ; cela implique un respect des tissus mous environnants et une technique de fixation adaptée laissant persister une instabilité limitée du foyer qui stimulera la formation du cal périosté. (2, 3, 38, 39).

II. Ostéosynthèse biologique

II.1. Principe et intérêts

Le principe de l'ostéosynthèse biologique est issu de l'analyse des limites et des inconvénients de l'ostéosynthèse anatomique avec fixation rigide dans le traitement de certaines fractures. La reconstruction anatomique combinée à une stabilisation rigide permet une répartition des contraintes entre l'os et l'implant ce qui réduit les risques de fractures de fatigue. Cependant si la colonne osseuse n'est pas complètement reconstruite et que quelques petites pertes de substance osseuse persistent, de fortes contraintes peuvent se développer à hauteur du foyer de fracture retardant la formation du cal et la cicatrisation osseuse (10, 40).

L'ostéosynthèse biologique apparaît donc comme une alternative au traitement par réduction anatomique et fixation rigide. L'ostéosynthèse biologique associe un abord minimal du foyer de fracture voire une réduction à foyer fermé à une fixation moins rigide que par le passé. Elle consiste à préserver un environnement favorable à la cicatrisation autour du foyer de fracture (2, 4, 5, 17, 19, 20, 21, 22, 43, 55). Le foyer de fracture est réduit selon le principe de l'ostéosynthèse d'alignement c'est-à-dire en réalisant un alignement des deux fragments osseux proximal et distal dans les différents plans de l'espace sans intervenir sur le foyer de fracture. Il n'y a pas d'intervention sur les esquilles afin d'en préserver la vascularisation ; ainsi le chirurgien n'aggravera pas les dégâts tissulaires provoqués par le traumatisme initial. L'ostéosynthèse d'alignement privilégie la préservation de l'intégrité de l'hématome fracturaire à la stabilité. Elle respecte le concept de l'ostéosynthèse biologique qui consiste à obtenir une stabilité optimale (mais pas maximale) du foyer de fracture pour une préservation optimale des tissus mous (3). La cicatrisation se fera par seconde intention avec la formation d'un cal.

L'approche chirurgicale doit être la moins invasive possible. Ceci va de l'approche fermée à l'approche ouverte se limitant au minimum nécessaire à la mise en place correcte des implants. Les anglo-saxons préconisent une technique qualifiée d' « open but do not touch » c'est-à-dire que le foyer de fracture est mis à jour pour visualiser l'alignement des fragments principaux mais sans intervention directe sur les esquilles (2, 3, 43). Cette approche consiste à rendre à l'os sa longueur initiale et à obtenir un alignement adéquat des deux segments osseux avec le minimum de perturbation des tissus mous environnants. Les fragments ne sont pas

réduits anatomiquement et sont laissés attachés aux tissus mous qui s'y insèrent. Le temps chirurgical est plus court ce qui réduit le risque d'infection et la cicatrisation est plus rapide.

D'un point de vue mécanique, le système de fixation doit limiter le niveau des contraintes à un seuil permettant la cicatrisation per secundam. Les fractures comminutives distribuent les mouvements entre les deux fragments principaux sur de grandes longueurs ce qui diminue les déformations relatives inter fragmentaires à un niveau permettant la cicatrisation osseuse. Toutefois, à chaque mise en charge du membre, la totalité des efforts passe par l'implant ce qui rend son risque de rupture par fatigue important. Le respect maximal de la vascularisation du foyer de fracture au cours de l'intervention a pour but l'obtention d'une cicatrisation aussi rapide que possible. La prise en charge des efforts par le cal au fur et à mesure de sa mise en place diminue d'autant ceux subis par les implants et diminue ainsi le risque de rupture en fatigue. Si le montage n'est pas assez rigide, une déformation plastique peut survenir rapidement, suivie éventuellement d'une rupture. A l'inverse, dans ce type de fracture un montage trop rigide ne stimule pas le cal périosté et retarde la cicatrisation ce qui peut entraîner la rupture de la plaque par fatigue (26, 45, 51, 52).

Cette nouvelle approche a permis d'améliorer le pronostic de ces fractures tout en diminuant les délais de consolidation.

La mobilisation active et précoce du membre permet d'éviter les risques de maladie fracturaire et améliore les conditions de la cicatrisation en accélérant la solidité du cal.

Dans une étude rétrospective, Johnson et al. ont comparé la reconstruction anatomique associée à une fixation par plaque et le pontage par plaque lors de fractures fémorales comminutives présentant plus de 4 fragments. Ils n'ont pas observé de différence concernant le temps d'hospitalisation, l'alignement du membre, et les éventuelles complications. Mais le temps opératoire est plus court et les images radiologiques de cicatrisation plus rapide chez les chiens traités par la méthode de pontage du foyer de fracture par plaque (30).

II.2. Choix des implants

Les contraintes mécaniques qui s'exercent sur un foyer comminutif sont importantes et supportées uniquement par l'implant dans les premiers stades de la guérison. Bien que les techniques d'ostéosynthèses biologiques raccourcissent les délais de consolidation, les ruptures d'implant sont encore possibles. Les risques de rupture sont augmentés dans le cas

d'un foyer comminutif de petite taille où tous les efforts se concentrent sur une courte distance (11, 26, 27).

Il était conseillé il y a quelques années, dans le cadre d'une réduction anatomique d'utiliser des plaques surdimensionnées (type 4,5 large), voire des plaques d'allongement dans ce cas de figure. Les montages réalisés étaient extrêmement rigides, l'ostéogenèse peu stimulée et les délais de consolidation très longs.

Les systèmes d'implants communs utilisés pour stabiliser les fractures traitées par ostéosynthèse biologique sont : les plaques seules, les constructions plaque – clou (le clou situé dans l'axe neutre de l'os absorbant les forces de flexion dommageables pour la plaque, et la plaque protégeant le foyer de fracture des forces de rotation et de compression (15, 16 18)), les clous verrouillés ou les combinaisons plaque et fixateur externe temporaire (le fixateur travaillant alors en tension). Ces implants permettent de réaliser des montages mécaniquement satisfaisants, préservant la vascularisation du foyer sans pour autant être trop rigides ; le foyer de fracture est donc stimulé, la cicatrisation est accélérée, le cal osseux se formant rapidement il y a moins de contraintes sur les implants et plus sur la colonne osseuse (21, 44). Les cerclages ne sont généralement pas utilisés car leur mise en place augmente souvent le risque de lésion de la vascularisation ou des tissus mous liés aux fragments (4, 53).

III. Le montage mixte clou centromédullaire – plaque VCP

III.1. Plaques VCP

III.1.a. Caractéristiques générales

Les plaques VCP (Veterinary Cuttable Plate) ont été développées pour mieux répondre aux besoins de l'ostéosynthèse chez les petits animaux. Elles ont été mises sur le marché en 1989. Auparavant le matériel de fixation interne disponible sur le marché était mal adapté aux chats et aux chiens de moyen et petit format, particulièrement dans le cas des fractures complexes ou hautement comminutives (8, 9, 14).

Elles possèdent de nombreux avantages répondant aux attentes des chirurgiens :

- Elles sont sécables, comme leur nom l'indique, leur longueur peut donc être adaptée pendant l'intervention par le chirurgien.

- Elles peuvent être superposées de manière à augmenter la rigidité d'un montage. Cette technique est appelée « sandwich ». Des plaques de mêmes types ou non, de même longueur ou non peuvent être empilées.
- Chaque type de plaque peut être utilisé avec deux types de vis.
- Elles possèdent un grand nombre de trous par unité de longueur : 50 trous sur 300 mm. Elles présentent donc plus de trous par unité de longueur que les plaques équivalentes d'un point de vue mécanique.
- Tous les trous sont équidistants les uns des autres : il est donc possible de décaler la plaque en cours d'intervention après forage des trous.
- Elles sont économiques à l'usage et au stockage.

Les plaques VCP sont disponibles en deux dimensions :

- Plaque VCP pour vis de 1.5 et de 2.0 mm
Epaisseur 1.0 mm
Trous de plaque recevant indifféremment des vis de 1.5 ou de 2.0 mm
- Plaque VCP pour vis de 2.0 et de 2.7 mm
Epaisseur de 1.5 mm
Trous de plaque recevant indifféremment des vis de 2.0 ou de 2.7 mm

Toutes deux mesurent 300 mm de long pour 7 mm de large. Elles possèdent le même nombre de trous par unité de longueur (50 trous pour 300 mm) et la même distance entre les centres de trous permettant l'empilement de plaques aux caractéristiques différentes.

Ce type de plaque présente donc de nombreux avantages ; cependant dans le cadre du traitement des fractures diaphysaires comminutives, l'implant est amené à jouer un rôle de soutien total du foyer de fracture (toutes les forces passent par l'implant lors de la mise en charge), la raideur d'une plaque VCP est donc insuffisante.

La raideur peut être augmentée par différentes techniques : en empilant deux plaques VCP et/ou en utilisant un deuxième type d'implant.

III.1.b. Propriétés mécaniques

Les qualités mécaniques de la plaque ont été analysées à l'université d'Ontario par Fruchter et Holberg en 1991 (23). Ils ont réalisé leur étude sur des plaques à 6 trous et ont réalisé un test en flexion trois points à l'aide d'une machine à tester. Un ordinateur a enregistré la courbe de déformation correspondant à la force appliquée (en Newton, N) en fonction de la déformation (en millimètres, mm). Cette courbe est appelée courbe force /

allongement ; elle est linéaire durant la première partie de la déformation correspondant à la déformation élastique, dont la pente (en N / mm) mesure la raideur du montage. Ils ont obtenu les résultats suivants :

- Les VCP 1.5 - 2.0 mm et 2.0 - 2.7 mm utilisées seules ou empilées sont plus raides que les DCP 2.0 mm, 1 mm d'épaisseur.
- Les VCP 1.5 – 2.0 mm et 2.0 – 2.7 mm utilisées seules ou empilées sont moins raides que les DCP 2.7 mm, 2 mm d'épaisseur.
- La raideur de deux plaques VCP empilées est approximativement égale à la somme de leur raideur individuelle.
- La taille des vis utilisées ne semble pas affecter la raideur des montages.

Toutefois les auteurs se sont placés dans une situation se rencontrant rarement en clinique puisque tous les trous de plaque étaient occupés par des vis alors qu'en pratique on souhaite utiliser ces plaques pour ponter un déficit osseux important et donc exercer un effet mécanique de soutien sur un espace important.

Il n'y a pas eu de comparaison avec les plaques DCP 2.0, d'épaisseur 1.5 mm.

L'étude de Guiraute (25) a permis de confirmer une partie des résultats précédents et de compléter l'étude de Fruchter et Holmberg. Différents types de plaque sont également soumis à un test en flexion trois points dans des conditions correspondant mieux à la clinique : tous les trous ne sont pas occupés ; l'espace entre les supports de la plaque (espace dans lequel la plaque est mécaniquement seule) est de 18 mm. Les résultats obtenus sont les suivants :

- Les DCP 2.0 mm, d'épaisseur 1.5 mm ont une raideur intermédiaire entre les VCP 1.5 – 2.0 et les VCP 2.0 – 2.7 mm utilisées seules.
- La raideur de deux plaques VCP empilées est légèrement inférieure à la somme de leur raideur individuelle.
- Les DCP 2.7 mm, d'épaisseur 2 mm ont une raideur 1.5 fois supérieure à celle de 2 VCP 2.0 – 2.7 mm empilées.

Dans le cadre du traitement des fractures fémorales diaphysaires hautement comminutives, sur des animaux de petit format, l'utilisation des plaques VCP est intéressante mais leur raideur peut être insuffisante. Pour pallier à cet inconvénient, il est possible d'utiliser la technique d'empilement et / ou l'ajout d'un deuxième type d'implant augmentant la raideur globale du montage.

III.2. Association clou – plaque

III.2.a. Intérêts liés à l'utilisation du clou centromédullaire

L'enclouage des os longs est une technique simple et rapide de mise en œuvre. Il nécessite cependant un compromis judicieux dans le choix du matériel et de la technique d'enclouage pour obtenir un montage stable. L'utilisation d'un clou centromédullaire comme second implant permet de respecter les conditions biologiques nécessaires à la cicatrisation osseuse. Le risque de dégâts causés à la vascularisation médullaire lors de mise en place du clou, qui pourrait entraîner un retard de cicatrisation mérite d'être pris en compte (50). Toutefois des études montrent qu'un clou centromédullaire sans alésage n'altère pas de façon significative l'apport sanguin nécessaire à la cicatrisation osseuse. La circulation médullaire détruite lors de l'enclouage régénère dans la première semaine pour assurer à nouveau la vascularisation corticale, sauf aux endroits où le clou est en contact avec le cortex (3). En outre, il convient de prendre en considération l'apport bénéfique des cellules de la moelle osseuse chassées par le clou lors de son passage dans la cavité médullaire. Ces cellules de la moelle osseuse s'insinuent entre les abouts fracturaires. Elles contiennent quelques cellules souches qui peuvent se différencier en cellules de la lignée ostéoblastique et, de ce fait, favoriser l'ostéogenèse.

Lors de la réalisation d'un montage mixte clou – plaque , le clou centromédullaire est implanté en premier puis la plaque est mise en place pour ponter la perte de substance. Introduit de manière directe à découvert, le clou centro-médullaire permet de rétablir un alignement correct, et notamment la longueur et l'angulation ainsi que de contrôler la rotation des fragments fracturés. Il permet dans une certaine mesure le maintien de la réduction pendant la pose de la plaque sur les deux fragments principaux et évite ainsi une manipulation excessive et intempestive des différents fragments, préservant leurs attaches musculaires et leur vascularisation. Il préserve la vascularisation périostée et le caillot au niveau du foyer de fracture. Comme dans tout traitement orthopédique, le succès d'un enclouage exige une stabilité axiale (au cisaillement et à la translation), en flexion et en rotation. La stabilité axiale et en flexion nécessite l'implantation solide du clou dans l'os spongieux proximal et distal. Les clous de Steinmann correctement utilisés sont efficaces contre les forces de flexion, mais non contre les forces de rotation car ils sont ronds et n'assurent qu'un alignement axial (16). Il

est fondamental que celui-ci prenne appui dans l'os spongieux de l'about distal et non sur la corticale interne du canal médullaire sous peine d'assister à la remontée du clou lors de la mise en charge du membre si les forces s'exerçant dans l'axe de l'os ne sont pas stabilisées par un autre implant ou par utilisation d'un clou verrouillé (18).

L'utilisation d'un clou centro-médullaire est très intéressante pour augmenter les propriétés mécaniques d'un montage utilisant une plaque. La principale étude sur laquelle nous nous appuierons est celle de Don Hulse réalisée en 1997 (28).

Dans son étude il compare les déformations subies par une plaque seule et par un système d'ostéosynthèse mixte associant une plaque et un clou.

Ces deux systèmes sont utilisés pour poncer une perte de substance importante (60 mm), mimant une fracture comminutive, créée sur des fémurs de chien. L'ensemble est équipé de deux jauge d'extensométrie et soumis à des tests en compression.

Les plaques utilisées sont des DCP larges 3.5 mm, 12 trous ; le clou centromédullaire occupe 50 % de la cavité médullaire. La plaque seule est fixée par 4 vis bicorticales de part et d'autre du foyer de fracture soit 8 vis bicorticales ; la plaque associée au clou est fixée par 1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales sur les fragments proximal et distal.

Les résultats obtenus sont les suivants :

- L'ajout d'un clou centromédullaire (occupant 50% de la cavité médullaire) diminue de moitié les déformations de la plaque.
- L'ajout d'un clou centromédullaire multiplie l'espérance de vie du montage par un facteur 10. C'est-à-dire que le nombre de cycles nécessaires à la rupture est multiplié par 10.
- Les déformations enregistrées au niveau des trous de plaque dans le système mixte clou – plaque sont divisées par 2 ce qui les rend équivalentes à celles enregistrées au niveau de la partie centrale solide de la plaque dans le système où la plaque est utilisée seule. Donc l'ajout du clou diminue aussi les déformations au niveau des trous de plaque, zones les moins résistantes mécaniquement.

L'association d'un clou centromédullaire à une plaque s'est révélée très utile en clinique dans le traitement des fractures complexes ou comminutives chez le chien et le chat comme en témoignent quelques études rétrospectives telles que l'étude de De Keyser (15). Dans cette étude rétrospective 24 fractures complexes et instables ont été traitées par cette méthode dont 18 fractures du fémur. Une cicatrisation rapide et une bonne stabilité sont observées dans tous

les cas excepté un cas de maladie fracturaire et deux cas ayant présenté des complications neurologiques.

Dans l'étude rétrospective de Reems (49) réalisée sur 47 fractures dont 12 présentant plus de 5 fragments traitées par mise en place d'un montage clou – plaque, les résultats suggèrent que ce type de montage permet un traitement efficace des fractures diaphysaires graves. Ils ont observé un délai d'union lors de fractures comprenant plus de 5 fragments significativement plus court que dans le cas des fractures avec moins de 5 fragments. Toutefois, il convient de s'interroger sur la pertinence de ces résultats. En effet, les auteurs ne précisent pas la taille du foyer de fracture, ni la taille des différents fragments ; en outre, 4 de ces 12 fractures ont reçu une greffe osseuse.

Le clou diminue les efforts exercés sur la plaque, augmente la raideur du montage, augmente l'espérance de vie du montage et permet une dérigidification progressive : en enlevant le clou, il est possible de dérigidifier le montage ce qui permet de dopper la réponse biologique.

Ce type de montage procure une bonne stabilité et une cicatrisation rapide et ne nécessite pas d'autre moyen de contention externe.

III.2.b. Influence de la taille du clou

Dans une autre étude réalisée en 2000, Don Hulse (29) a fait varier le diamètre d'un clou centromédullaire, associé à une plaque et en a observé les effets sur la raideur du montage et sur la diminution des déformations subies par la plaque. Les résultats apparaissent dans le tableau suivant :

Montage	Effets sur	
	Raideur	Déformation de la plaque
Plaque et ECM 30 %	+ 6 %	- 19 %
Plaque et ECM 40 %	+ 40 %	- 44 %
Plaque et ECM 50%	+ 78 %	- 61 %

ECM : Enclouage centromédullaire

ECM x % : Pourcentage de la cavité médullaire occupée par le clou.

Tableau 2: Conséquences de la variation du diamètre d'un clou centro-médullaire sur la raideur du montage et sur les déformations de la plaque (29).

L'augmentation de la raideur (78%) et la diminution des déformations de la plaque (61%) augmentent quand le diamètre du clou augmente. Cependant lorsqu'un montage associe un clou centromédullaire et une plaque vissée, l'augmentation de la taille du clou peut compromettre la mise en place de vis bicorticales.

III.3. Nombre de vis à utiliser

Le nombre de vis indispensables pour fixer une plaque à l'os dépend de la taille et du poids de l'animal mais surtout de la localisation de la fracture.

Lors de fractures hautement comminutives sur des animaux de petit format, les fragments osseux proximal et distal sur lesquels le chirurgien fixera la plaque peuvent être parfois de taille très réduite et se pose alors le problème du nombre de vis à placer. De plus, pour éviter de léser davantage l'os déjà endommagé et éviter ainsi des complications lors de la guérison il est nécessaire de fixer la plaque par un nombre de vis aussi restreint que possible, tout en évitant un lâchage prématué des implants.

Certains auteurs émettent des recommandations :

- Dans le cadre d'une de ses études Don Hulse recommande l'utilisation d'au moins une vis bicorticale et de 3 vis monocorticales de part et d'autre du foyer de fracture. Si la mise en place de la vis bicorticale n'est pas possible celui-ci recommande la mise en place d'au moins 5 vis monocorticales dans chaque fragment (28).
- Dans l'étude rétrospective de Reems, la mise en place de vis bicorticales a été privilégiée autant que possible. L'objectif était de placer au moins une vis bicorticale et 2 vis monocorticales sur les deux fragments principaux. Cependant 8 cas ont été traités avec un nombre de vis bicorticale inférieur ou égal à 2 associées à un nombre variable de vis monocorticales (non précisé dans l'étude); toutes les fractures ont correctement cicatrisé sans complication majeure (49).

Toutefois, à l'heure actuelle, il n'existe pas d'étude biomécanique comparative et de données sur le nombre de vis à utiliser et sur leur position (monocorticale ou bicorticale) dans le cadre des montages mixtes clou – plaque.

Pour que l'ostéosynthèse reste stable pendant le temps de la consolidation, il faut que ces vis restent efficaces. Or, sous l'effet des contraintes qu'elles subissent, ces vis peuvent se rompre, se dévisser ou s'arracher par destruction du filet osseux. Si cela se produit, l'ostéosynthèse devient instable et la consolidation ne se fait pas.

Les contraintes supportées par les vis ont été analysées par Cazenave (39) ; celles-ci sont de deux types :

- des contraintes de cisaillement qui tendent à rompre la vis au niveau de la jonction plaque-os ;
- des contraintes longitudinales ou de traction-compression qui tendent à les arracher.

Ces contraintes ont trois origines (39) :

- Le vissage : il provoque des contraintes longitudinales dans l'os au cours du serrage. Ces contraintes bien visibles en photoélasticité ont été bien étudiées par Blaimont et al. Ils ont montré qu'un serrage excessif des vis entraîne des modifications de structure de type écrasement osseux ou fissures, pouvant aboutir à une destruction de leur ancrage. L'os qui est beaucoup plus élastique que la vis va se comprimer au cours du vissage comme un ressort. Ce ressort exerce ensuite une contrainte permanente sur le filet de la vis, tendant à chasser celle-ci vers le bas et à plaquer sa tête contre la plaque. Cette dernière exerce une force de rappel dirigée en sens inverse. La plus grande partie des contraintes dues au vissage s'épuisent en frottement entre la tête de vis et la plaque. Si un serrage excessif entraîne une nécrose de la zone d'appui du filet osseux, le ressort se détend, les contraintes de vissage sont annulées et le blocage de la vis est supprimé. Celle-ci va se dévisser. Ce sont les contraintes de vissage qui assurent le blocage de la vis.
- Les mouvements du membre : ils provoquent soit des contraintes de cisaillement, soit des contraintes longitudinales et traction-compression. Ces dernières s'ajoutent algébriquement à celles du vissage :
 - Si les contraintes dans l'os, au contact de la vis, se font dans le même sens que les contraintes de vissage, elles augmentent celles-ci. La pression du filet osseux sur le filet de la vis peut devenir considérable et entraîner une nécrose ou un écrasement osseux. La vis peut alors s'arracher sans être dévissée.
 - Si les contraintes dans l'os se font en sens inverse, elles diminuent les contraintes de vissage et peuvent les annuler. La vis est alors débloquée. La poursuite des mouvements va entraîner un effet de matage, c'est-à-dire de

petits mouvements verticaux qui écrasent l'os. Ces mouvements sont automatiquement transformés en rotation dans le sens du dévissage. La vis se dévisse et devient inefficace. C'est alors sa voisine qui supporte les contraintes et va subir le même sort, à moins qu'un plâtre ou la consolidation arrête le processus.

- La mise en compression par une plaque en compression axiale : elle produit à la fois des efforts de compression et des efforts de cisaillement.

Les vis les plus sollicitées sont celles qui sont proches du foyer de fracture. Le dévissage des vis de fixation de la plaque sous l'influence des contraintes de cisaillement est donc la principale cause d'échec (39).

2^{ème} PARTIE : NOTIONS DE BIOMECANIQUE

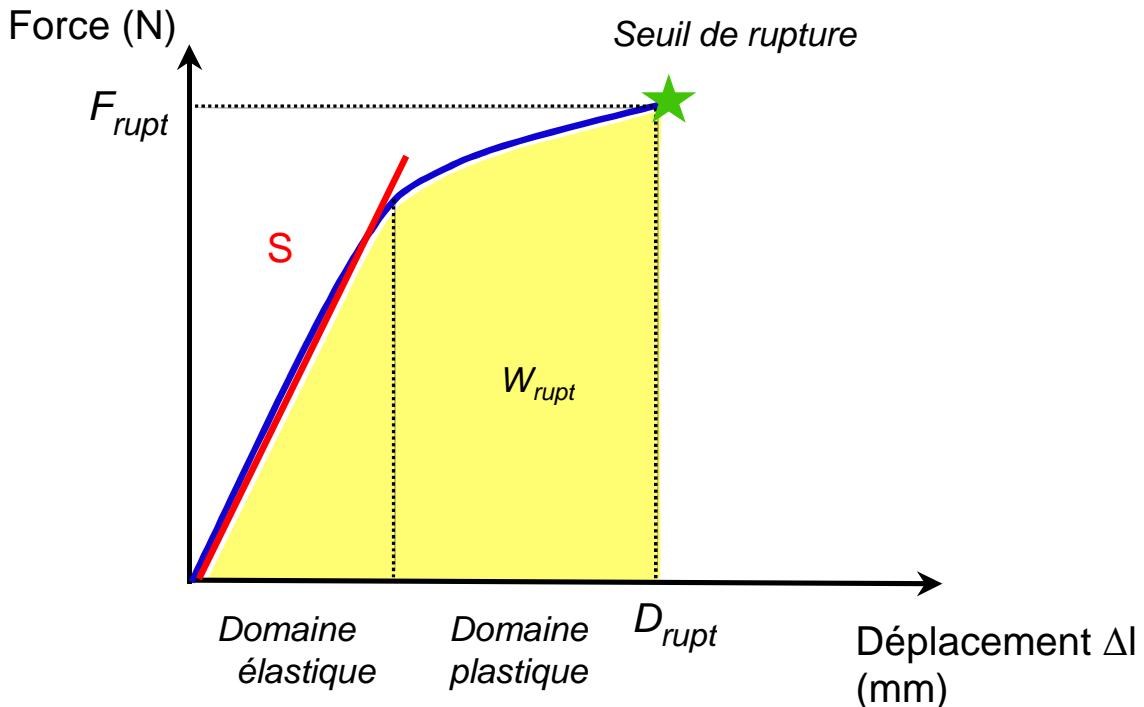
I. Biomécanique générale : définitions

I.1. Force et déplacement

Une force est une action ou une influence telle qu'une traction ou une pression qui, appliquée à un corps libre, tend à l'accélérer ou à le déformer. Elle se définit par son point d'application, sa direction et son intensité.

Quand on applique une force à un objet celui-ci se déforme toujours et une force de réaction est produite par l'objet lui-même. Lorsque la force exercée est trop importante, l'objet se rompt et libère l'énergie absorbée au cours de la déformation.

La courbe du déplacement en fonction de l'intensité des forces exercées est constituée d'une partie linéaire, qui correspond à un déplacement élastique. Dans cette configuration, l'objet se comporte comme un ressort et reprend sa taille et sa forme initiales dès que la force n'est plus appliquée. A partir d'une certaine intensité de force, la courbe n'est plus linéaire ; le déplacement occasionné est dit plastique, l'objet ne reprendra pas son état initial même après suppression des forces et conservera un déplacement résiduel. Enfin au-delà d'une certaine force, l'objet finira par se rompre (39, 51, 54).



S : Raideur de la structure ; F_{rupt} : Force entraînant la rupture ; D_{rupt} : Déplacement à la rupture ; W_{rupt} : Travail nécessaire à la rupture.

Figure 1: Courbe représentant le déplacement en fonction de la force exercée.

I.2. Contrainte et déformation

Une contrainte peut être définie comme la force interne produite en réponse à l'application d'une charge extérieure ; elle est le rapport de la force appliquée par unité de surface. Elle s'exprime en Newton par mètre carré (N/m^2) ou en Pascal (Pa) (39).

$$\text{Contrainte} = \sigma = \mathbf{F} / \mathbf{A}$$

\mathbf{F} est la force exprimée en Newton (N)

\mathbf{A} est la section de la structure exprimée en mètre carré (m^2)

σ est la contrainte exprimée en N/m^2 ou Pascal (Pa)

Il existe des contraintes de tension, compression, flexion, torsion et cisaillement.

La déformation que les anglo-saxons désignent sous le nom de *strain*, est le rapport de la modification de longueur résultant de l'application d'une force ou d'une charge sur la

longueur initiale. La déformation notée en un point est proportionnelle à la contrainte appliquée en ce point dans la phase élastique. Cette relation mathématique reflète le comportement mécanique de la structure considérée (39).

$$\text{Déformation} = \varepsilon = \Delta l / l$$

Δl exprimée en millimètres (mm)

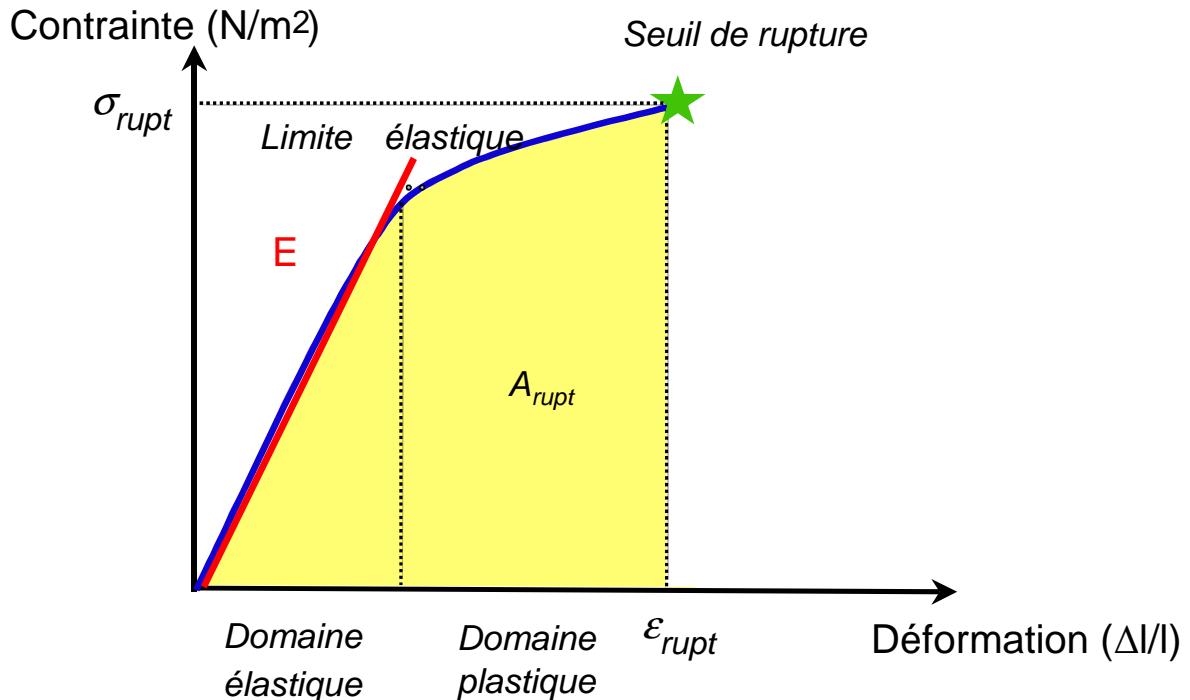
l exprimée en millimètres (mm)

ε sans dimension

La déformation est une grandeur qui s'exprime sans unité. Cependant, pour un matériau peu déformable comme l'os, cette valeur est très petite et est généralement exprimée en micro déformation ($\mu\varepsilon$).

$1\mu\varepsilon = 1/1\ 000\ 000$, ce qui correspond à une déformation de $1\mu\text{m}$ pour une barre de 1m.

Par analogie à la courbe Force / Déplacement ; la courbe Contrainte / Déformation est constituée d'une partie linéaire caractérisant la déformation élastique et d'une portion non linéaire caractérisant la déformation plastique, jusqu'au seuil de rupture.



E : module d'élasticité ; σ_{rupt} : Contrainte à la rupture ; ε_{rupt} : Déformation à la rupture ;

A_{rupt} : Energie nécessaire à la rupture.

Figure 2: Courbe représentant la contrainte en fonction de la déformation.

I.3. Module d'élasticité

La zone d'élasticité est la partie de la courbe assimilable à un segment de droite c'est-à-dire que la déformation est proportionnelle à la contrainte exercée sur l'objet. C'est la loi de Hooke (1676). Le rapport $E = \text{contrainte} / \text{déformation}$ est une constante appelée module d'élasticité ou module de Young, exprimé en MPa. Il est l'expression de la pente de la partie linéaire (domaine élastique) de la courbe contrainte / déformation et représente la raideur de la structure. Le module de Young est d'autant plus grand que la structure est plus rigide.

Tant que l'on applique à un implant une contrainte inférieure à la limite élastique ou *yield stress*, la suppression de cette contrainte permet à l'implant de reprendre ses dimensions initiales. La décharge s'effectue sensiblement sur le même chemin que la charge.

II. Biomécanique du fémur

Le comportement mécanique du fémur a été étudié, à l'échelle de l'animal par l'analyse de la marche, et à l'échelle de l'os, par l'étude des déformations lors de la mise en charge (11, 39, 51).

II.1. Analyse de la marche

Dans le cadre de la recherche en orthopédie vétérinaire et du diagnostic des boiteries, plusieurs équipes ont travaillé sur l'analyse de la marche afin de connaître les paramètres spatio-temporels du fémur lors de la marche.

Mariaud, dans son étude cinématique (37), a filmé le déplacement de trois chiens et estimé ainsi l'orientation du fémur selon deux angles de vision. Il a défini l'axe de cet os lors de l'appui unipodal d'un postérieur. Il a déterminé l'appui maximum comme correspondant à la position du fémur lors de l'attaque au sol.

Cette position correspond à un angle de l'axe fémoral de 25° en flexion et d'environ 10° en adduction par rapport à la verticale (Figure 3).

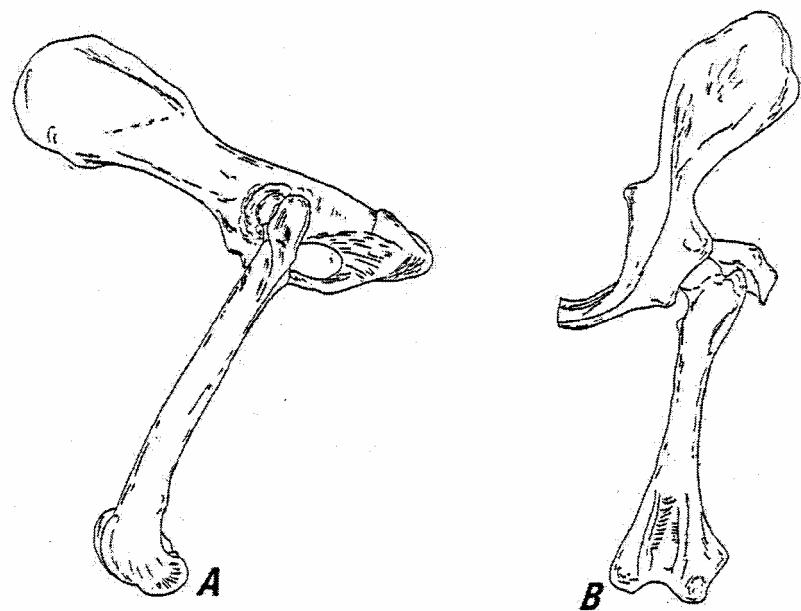


Figure 3: Position du fémur lors de la phase d'attaque au sol d'après Mariaud. (37)

- (A) : Vue latérale, fémur gauche, angle crânial de 25 degrés.
- (B) : Vue crâniale, fémur gauche, angle d'adduction de 10 degrés.

Page (41) a utilisé la vidéo pour évaluer les angles entre le fémur et l'ilium de chiens se déplaçant sur un tapis de marche, simultanément à l'enregistrement des forces exercées sur ce tapis. Les angles relatifs en flexion/extension, rotation interne/externe et adduction/abduction entre le bassin et le fémur ont été ainsi étudiés lors du déplacement. Elle a montré que la force verticale exercée par le membre postérieur sur le tapis était maximale à la moitié de la phase d'appui du cycle de marche, ce qui diffère des résultats trouvés par Mariaud. Dans les repères qu'elle a choisi, l'appui maximal survient lorsque le fémur se situe à 110° de flexion par rapport au bassin, 105° en abduction et 0° en rotation (41). Rapportée à la verticale, l'orientation relative du fémur de chien lors de l'appui maximum selon Page correspond à une position de 20° en flexion et 15° en abduction (Figure 4).

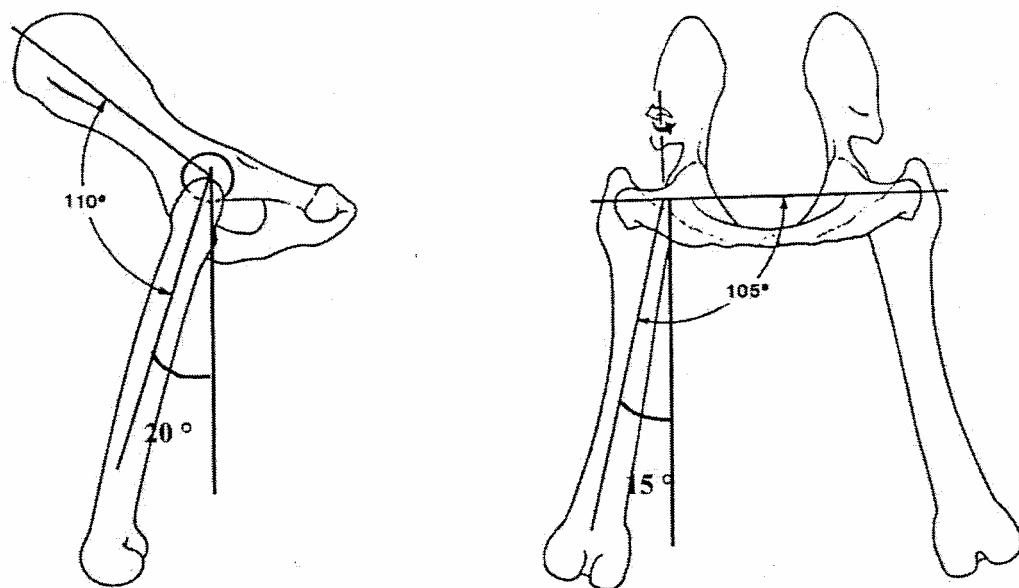


Figure 4: Orientation relative du fémur de chien par rapport au bassin lors de l'appui maximum d'après Page (41).

II.2. Orientation et norme de la force de réaction articulaire

La force de réaction articulaire maximale qui s'exerce sur la tête de fémur correspond à l'effort physiologique qui s'applique lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche.

L'orientation et la norme de cette force ont été évaluées par deux expérimentations *in vivo* à l'aide d'implants fémoraux instrumentés.

Dans le but de déterminer l'amplitude et l'orientation de la force qui s'exerce sur la tête du fémur au cours du déplacement, Bergmann (6) a réalisé une étude grâce à une prothèse totale de hanche équipée de trois jauge d'extensométrie collées sur le col prothétique sur 6 chiens. Les mesures des jauge ont été obtenues par un système de télémetrie. Les mesures ont été réalisées à 8 et 16 semaines après l'implantation. Les mesures n'ont pas pu être poursuivies au-delà, les chiens ayant développé des infections suite à l'implantation des prothèses. Bergmann a précisé que ce délai était insuffisant pour que l'appui du membre instrumenté soit identique au membre controlatéral. Les résultats ont été obtenus sur deux chiens seulement. Les deux chiens n'ont retrouvé qu'un appui partiel car le dispositif était mal toléré. L'amplitude de la charge enregistrée varie de 50 à 80 % du poids du corps. La direction de la force ne s'écarte pas plus de 20 à 30° latéralement à l'axe fémoral selon les chiens, avec une moyenne de 20° environ (Figure 5).

Page (41) a réalisé une étude mécanique *in vivo* comparable à celle de Bergmann. Elle a utilisé une prothèse totale de hanche instrumentée de huit jauge d'extensométrie autour du col prothétique sur quatre chiens. Le vecteur de la force est orienté de 20° caudalement dans le plan sagittal et de 30° latéralement vers le bas dans le plan du col fémoral. La norme de ce vecteur varie entre 0,8 et 1,65 fois le poids du corps.

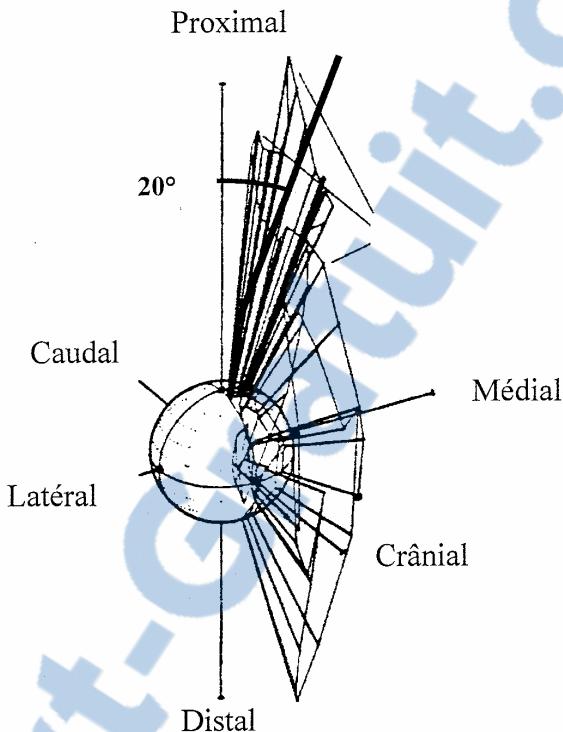
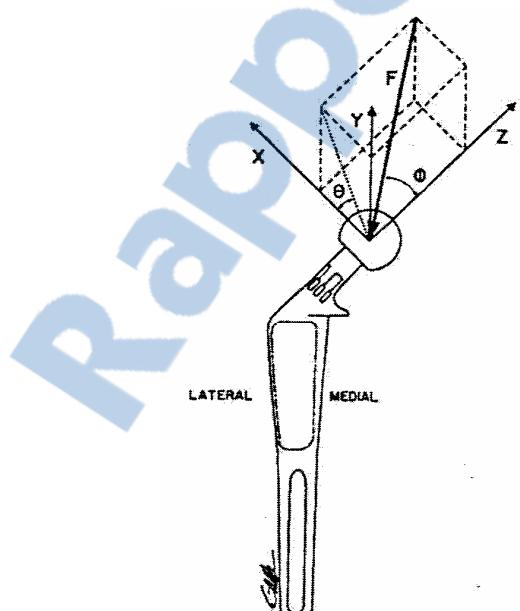


Figure 5: Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann (6).



Légendes :

- X : axe perpendiculaire au col fémoral
- Y : axe crâneo-caudal
- Z : axe du col fémoral
- ϕ : angle d'orientation de la force de réaction articulaire dans le plan frontal
- θ : angle d'orientation de la force de réaction articulaire dans le plan sagittal
- F : Force de réaction articulaire

Figure 6: Orientation de la force de réaction articulaire selon Page (41).

III. Application à l'ostéosynthèse : problématique

Lors de fracture, le montage d'ostéosynthèse doit résister aux efforts qui s'appliquent sur le segment fracturé.

Les études des montages mixtes clou – plaque concernaient des associations clou – plaque DCP; cependant compte tenu de la place des plaques VCP dans le traitement des fractures chez les animaux de petit format, il convient de s'interroger sur la place de ces plaques dans ce type de montage.

Une plaque VCP seule n'est pas suffisamment rigide pour supporter les efforts qui lui sont imposés lors de la mise en charge du foyer comminutif ; cependant elle peut être associée à un clou centromédullaire. Il a été montré qu'en augmentant la taille du clou, la raideur du montage était augmentée ; dans ce type de montages combinés, la plaque prendrait en charge essentiellement les forces de torsion (29).

Empiriquement, on préconise la mise en place d'au moins 1 vis bicorticale et de 3 vis monocorticales dans chaque fragment ou de 5 vis monocorticales (28). Toutefois, ces règles nécessitent des fragments osseux de taille suffisante et un abord de l'os nécessaire pour mettre en place toutes les vis, pouvant être parfois dans les limites du respect des règles de l'ostéosynthèse biologique. De plus, la mise en place d'un clou de gros diamètre peut parfois compromettre la mise en place des vis bicorticales.

Dans ces conditions, il est opportun de s'interroger sur le nombre de vis nécessaire ainsi que sur l'intérêt des vis bicorticales par rapport aux vis monocorticales.

Nous nous proposons de tester l'influence du nombre de vis sur la raideur d'un montage mixte associant un clou centromédullaire occupant 50 % de la cavité médullaire à une plaque VCP 2.0 - 2.7.

3^{ème} PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'influence du nombre de vis sur la raideur et la déformation d'un montage mixte « clou – plaque VCP » utilisé dans le cadre de l'ostéosynthèse d'alignement dans le traitement des fractures fémorales diaphysaires comminutives chez les carnivores domestiques de faible poids (<15kg).

I. Matériel et méthode

Les montages étaient des montages combinés clou – plaque VCP dans lesquels seul le nombre de vis et de corticales concernées était variable. Le clou centromédullaire était un clou de Steinmann occupant 50% de la cavité médullaire ; la plaque utilisée était une plaque VCP 2.0 – 2.7 fixée de part et d'autre du foyer de fracture selon les montages par un nombre variable de vis, monocorticales ou bicorticales. Les configurations testées sont regroupées dans le tableau 3.

Montage	Configuration	Nombre de vis	Nombre de corticale	Nombre de trou vide
Montage 1	5 vis monocorticales	5	5	3
Montage 2	4 vis monocorticales	4	4	5
Montage 3	3 vis monocorticales	3	3	7
Montage 4	1 vis bicorticale et 3 monocorticales	4	5	5
Montage 5	2 vis bicorticales et 1 monocorticale	3	5	7
Montage 6	2 vis bicorticales	2	4	9

Tableau 3: Présentation des configurations testées.

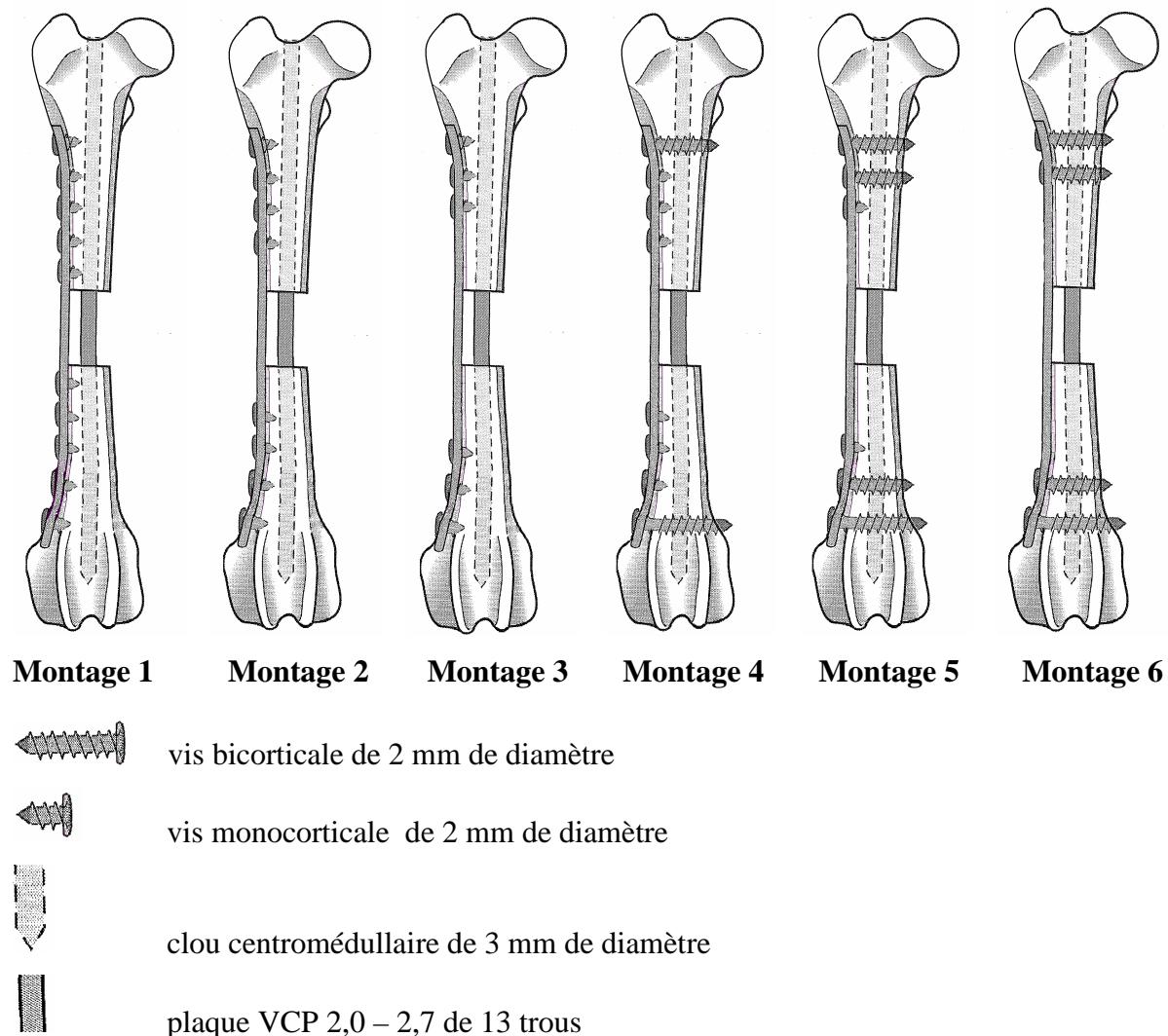


Figure 7: Schéma des différents montages testés.

Les vis, de 2 mm de diamètre, ont été placées en commençant à l'extrémité de la plaque et en laissant les trous vides à hauteur du foyer de fracture.

Les implants ont été posés sur des fémurs sur lesquels a été pratiquée une ostectomie créant une perte de substance osseuse médio-diaphysaire mimant une fracture diaphysaire comminutive.

L'ensemble os-implant a été soumis à des tests en compression axiale.

I.1. Les échantillons

I.1.a. Prélèvement des fémurs

Dix paires de fémurs ont été prélevées sur dix cadavres de chien de race Beagle de 10 à 15 kg. Les tissus mous environnants et attaches musculaires et ligamentaires ont été éliminés. Les fémurs ont été radiographiés sous deux incidences (face et profil) de manière à déterminer le diamètre minimal de la cavité médullaire (au niveau de l'isthme), la longueur totale de l'os, la longueur utile permettant la fixation de la plaque. Les radiographies ont également permis de vérifier la maturité osseuse (fermeture des cartilages de croissance) et l'absence d'anomalie de densité ou de forme. Les fémurs ont été choisis de manière à former un lot homogène ; ainsi toutes les plaques utilisées étaient de même longueur et tous les clous de même diamètre.

	Longueur totale (mm)	Cavité médullaire (mm)
Os 3	137	6
Os 14	138	6
Os 19	160	6,5
Os 20	145	7
Os 21	142	7
Os 22	148	6
Os 26	137	7
Os 30	142	6
Os 31	144	6
Os 32	145	6

Tableau 4: Dimension des fémurs utilisés.

I.1.b. Conservation et préparation des fémurs

Les fémurs ont été conservés par congélation à -20°C jusqu'au jour du test. L'hydratation des fémurs au cours de la congélation a été assurée par des compresses imbibées d'une solution saline (Versol ® NaCl 0,9% pour irrigation) au contact de l'os, le tout entouré d'une alèse elle-même imbibée de la même solution saline.

La veille du jour du test, les fémurs ont été ramenés à température ambiante dans un récipient contenant du chlorure de sodium isotonique. Lors des manipulations à température ambiante : mise en place du montage, inclusion dans la résine et tests mécaniques, les fémurs ont été hydratés en permanence à l'aide de compresses imbibées ou de pulvérisations de chlorure de sodium isotonique.

I.2. Réalisation des montages d'ostéosynthèse

Seul les fémurs droits de chaque paire ont été utilisés pour cette partie de l'expérience (test en compression). Les fémurs controlatéraux ont été utilisés pour réaliser les tests en torsion qui ne font pas l'objet de ce travail.

I.2.a. Enclouage

Les os ont été encloués de manière normograde avec un clou centromédullaire (clou de Steinmann, section ronde, pointe pyramidale). Le diamètre du clou a été choisi de manière à obtenir une occupation de 50% de la cavité médullaire au niveau de sa largeur minimale, mesurée sur les radiographies des fémurs prises en direct soit des clous de 3 mm de diamètre pour les fémurs utilisés.

La position du clou a été vérifiée par des radiographies sous 2 incidences orthogonales.

I.2.b. Ostectomie et mise en place de la plaque

La plaque VCP 2.0 - 2.7 mm de marque Synthes, a été modelée sur la face latérale du fémur. La longueur de la plaque était la même sur tous les os ; elle comportait 13 trous.

Les 5 trous de vis sur l'about proximal et les 5 trous de vis sur l'about distal ont été forés à un diamètre de 1.5 mm au centre des trous de la plaque avec un viseur adapté et taraudés à un diamètre de 2 mm afin d'accueillir des vis de même diamètre. Les 2 premiers forages proximaux et les 2 derniers forages distaux concernaient les 2 corticales.

Une ostectomie de 12 mm (correspondant à la distance entre 2 intertrous de la plaque) en région médioladiophysaire a ensuite été réalisée pour simuler une fracture diaphysaire comminutive.

Enfin la plaque a été fixée temporairement à l'aide de 2 vis monocorticales de diamètre 2 mm et de longueur 6 mm (marque Synthes Référence 211.006).

I.3. Inclusion des fémurs dans la résine

Les fémurs ont été inclus dans un socle en résine de manière à être positionnés avec un angle de 20° de flexion et 15° d'adduction par rapport à l'axe vertical. Cette position permettant d'obtenir une force de compression dans l'axe de la force de réaction articulaire telle qu'elle a été mesurée par Page et al (41). Pour cela, un moule en aluminium avec un fond incliné dans deux plans a été spécialement manufacturé.

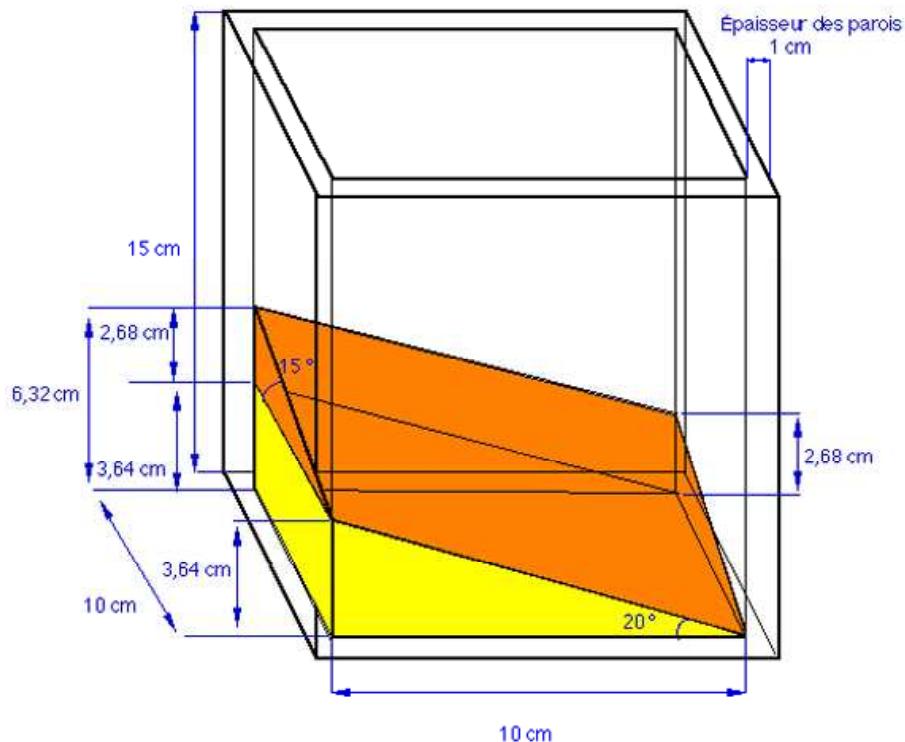


Figure 8: Schéma de principe de la boîte conçue pour un fémur droit.



Figure 9: Photographie de la boîte conçue pour un fémur droit. Deux des quatre parois amovibles ont été retirées pour visualiser l'inclinaison du fond de la boîte.

Deux broches de Kirschner de 1,5 mm ont été placées en croix dans les condyles fémoraux de manière à augmenter l'encrage dans le socle de résine.

I.3.a. Verticalisation des fémurs

Les fémurs ont été inclus en position verticale dans cette boîte, à l'aide d'une potence et d'un système de deux fils à plombs permettant de contrôler l'orientation du fémur dans les plans crânio-caudal et médio-latéral de façon concomitante.

Il est important de positionner tous les os dans la même position, ce qui nécessite au préalable la prise de repères indispensables. Cette prise de repères a été réalisée sur les os intacts c'est-à-dire avant ostectomie et mise en place de matériel d'ostéosynthèse, et uniquement sur la partie proximale du fémur en raison de la courbure anatomique de cet os. Deux grands axes verticaux du fémur ont été repérés dans deux plans différents : l'un sur la face crâniale, l'autre sur la face médiale.

La verticalisation du fémur a été réalisée en suivant l'axe vertical de la partie proximale du fémur dans le plan crâneo-caudal et médio-latéral.

Les condyles fémoraux ont été placés au centre du moule.

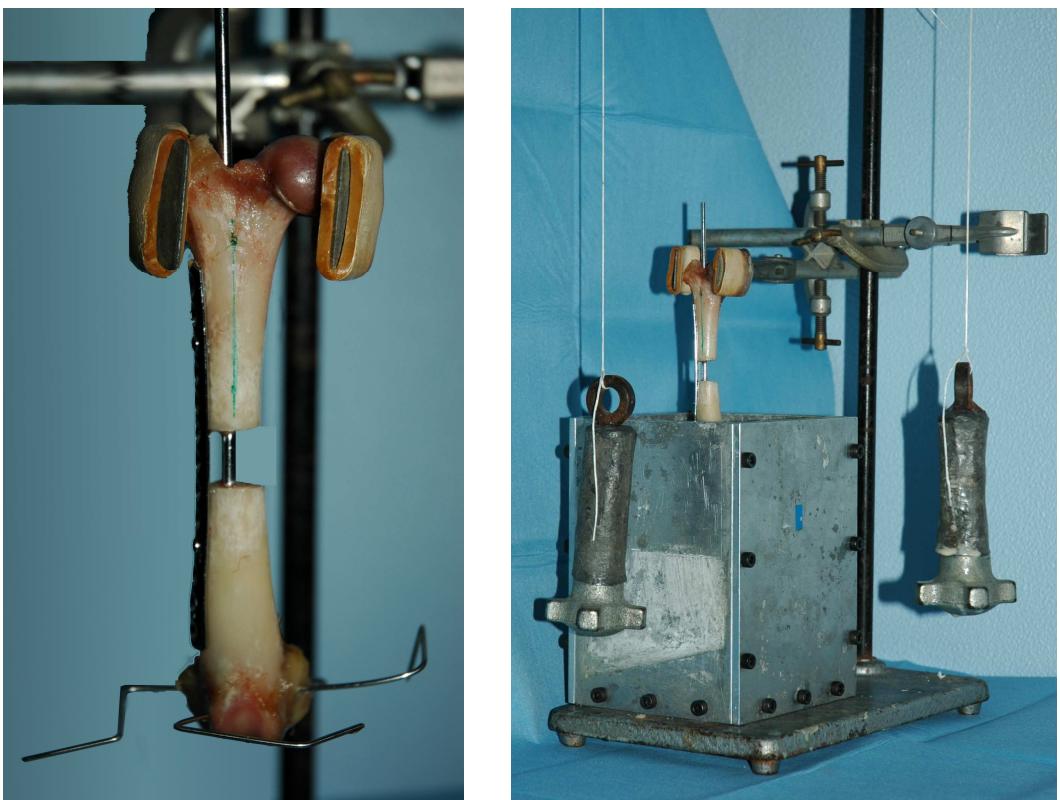


Figure 10: Photographies montrant le bâti sur lequel ont été fixés les fémurs avec un contrôle de la verticalité dans le plan cranio-caudal et médio-latéral.

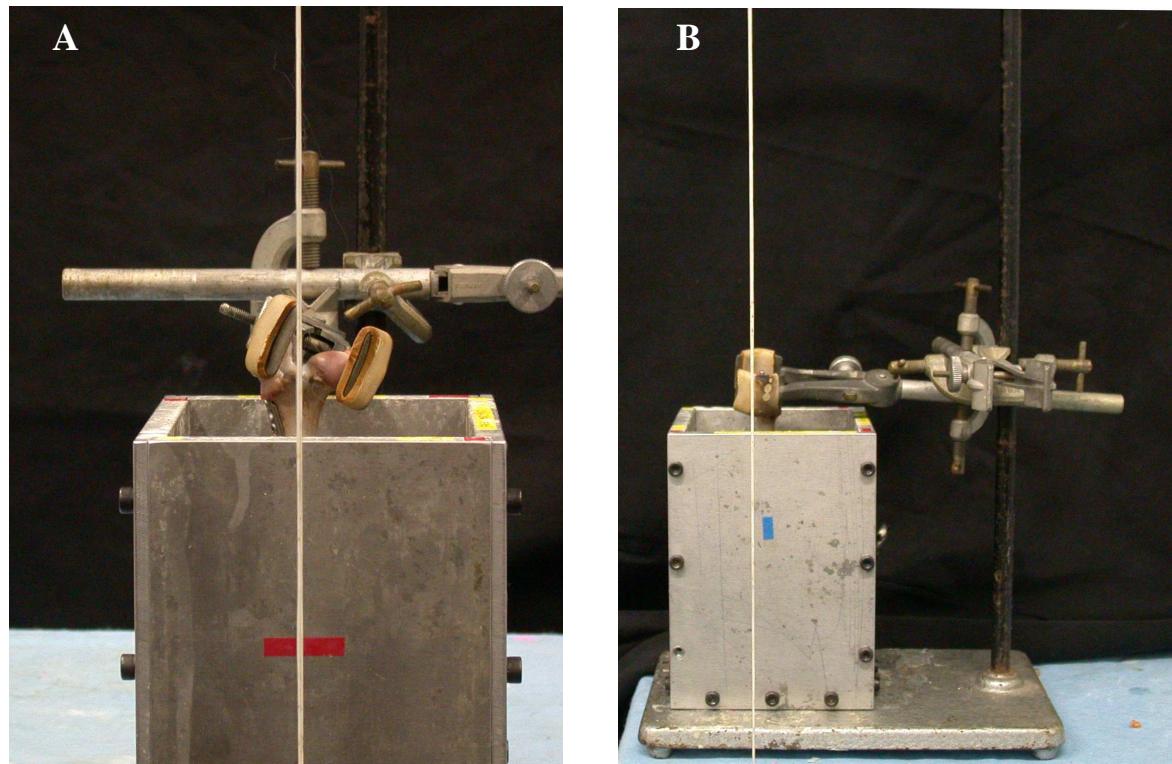


Figure 11: Photographies montrant la verticalisation du fémur dans la boîte grâce à un système de double potence.

Alignement de l'axe proximal sur la face crâniale (A) et latérale (B).

I.3.b. Inclusion dans la résine

Une fois le fémur correctement verticalisé et centré dans le moule, une résine polyuréthane (système de coulée à prise rapide, Uréol ® FC 52 A/B Polyol/Isocyanate et polyol non chargés + charde DT 082) a été coulée jusqu'à immersion des condyles dans la résine. L'ensemble a été laissé immobile pendant 20 minutes jusqu'à la prise complète de la résine.

Pour faciliter le démoulage, un agent démouleur (Ciba polymères, agent de démoulage QZ 5111) a été appliqué en trois couches sur les parois de la boîte avant de couler la résine.

Le fémur étant maintenu vertical dans le moule à fond incliné dans deux plans, il possède une orientation de 15° d'adduction et de 20° de flexion après démoulage.

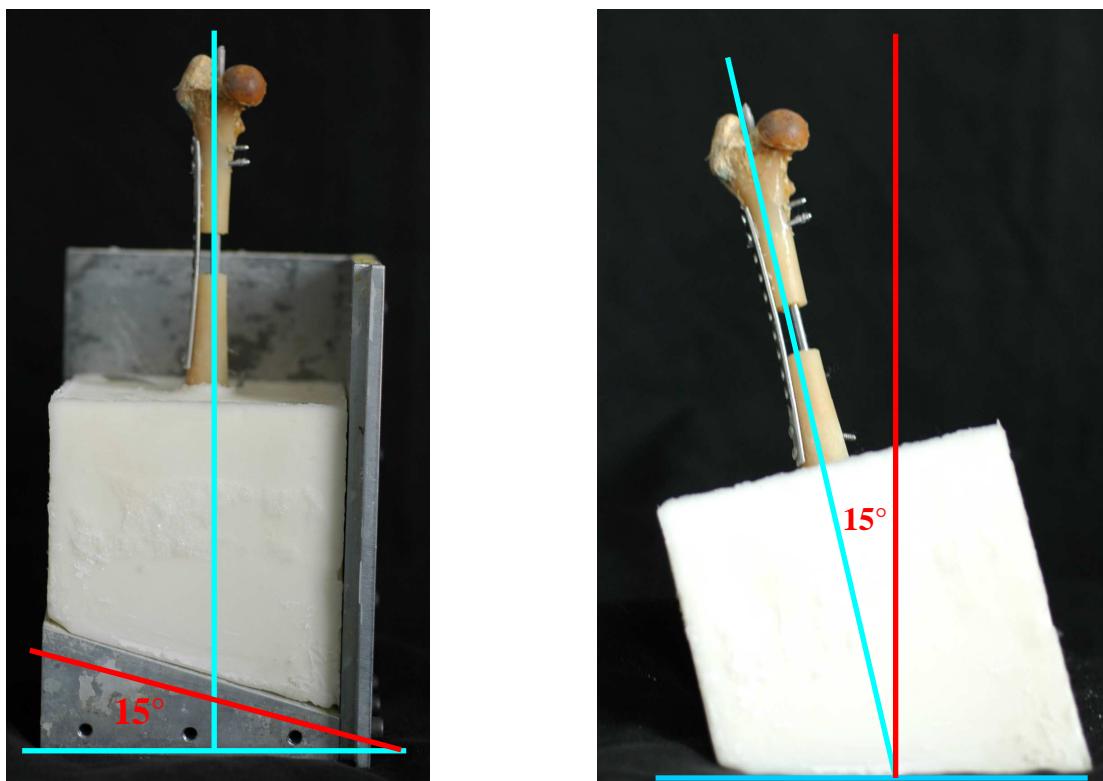


Figure 12: Photographies de la face crâniale d'un fémur inclus dans la résine avant et après démoulage.

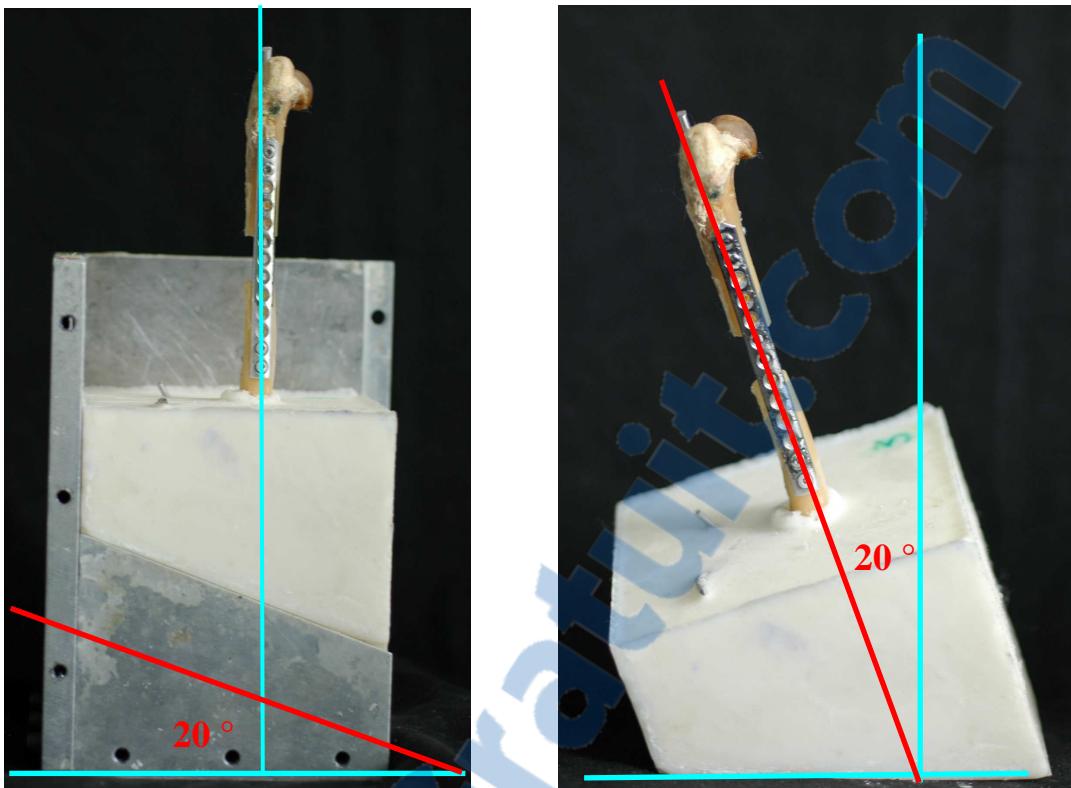


Figure 13: Photographies d'un fémur en vue latérale avant et après démoulage.

Les fémurs ont ensuite été laissés au repos dans la résine pendant douze heures à basse température (4°C) afin d'obtenir une solidité maximale de la résine avant la mise en charge. Les os ont été au préalable enroulés dans des compresses humides pour éviter le dessèchement.

I.4. Mise en place des jauge s d'extensométrie.

Les déformations locales à la surface des implants utilisés ont été mesurées dans certaines régions d'intérêt à l'aide de jauge s d'extensométrie.

Les jauge s sont de petites résistances électriques que l'on fixe à la surface de l'os. Elles sont constituées par un élément sensible métallique de forme grillagé pris entre deux films fins (Figure 13). (12, 13, 32)

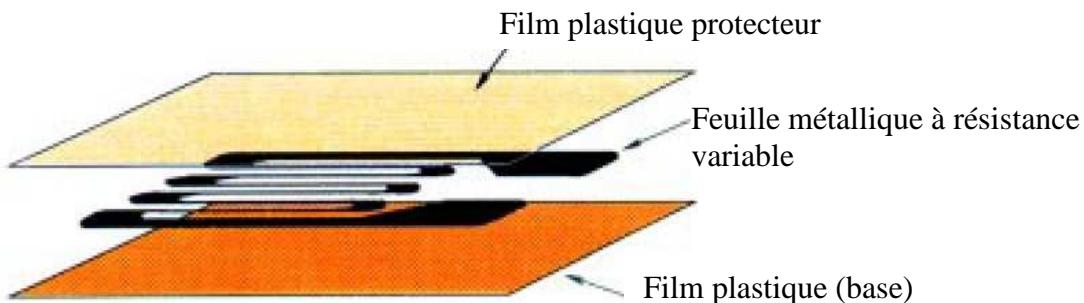


Figure 14: Structure d'une jauge d'extensométrie (32).

La grille métallique de résistance variable peut s'allonger ou se contracter en suivant les déformations du support. La déformation subie par le métal entraîne un changement de résistance. En mesurant la variation de résistance dR , la déformation peut être déduite grâce à la relation :

$$\varepsilon = dl/l = K dR/R$$

ε : déformation

l : longueur initiale du filament

dl : variation de longueur de la jauge

R : résistance initiale quand le pont de jauge est équilibré

dR : variation de la résistance de la jauge

K : facteur de jauge donné par le constructeur.

Quatre jauge (KYOWA, Electronic Instruments CO., LTD, résistance 119,6 Ω , facteur de jauge : 2,11) ont été mises en place : 2 jauge ont été placées sur le clou sur les faces crâniale et caudale au milieu de la perte de substance osseuse et 2 jauge ont été placées sur la plaque sur les faces latérale et médiale entre deux trous en regard de la perte de substance osseuse.

Elle ont été collées à l'aide d'une colle adaptée (KYOWA, cyanoacrylate base 50401) et maintenue en place une minute, jusqu'à la prise de la colle.

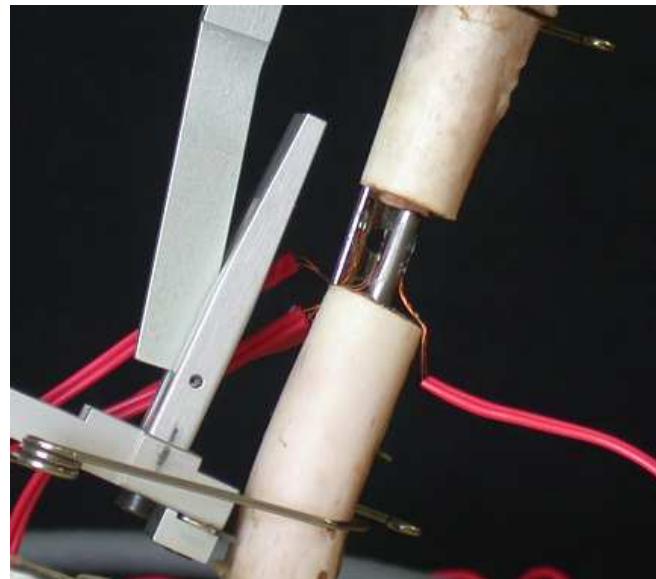


Figure 15: Photographie montrant les jauge en place.

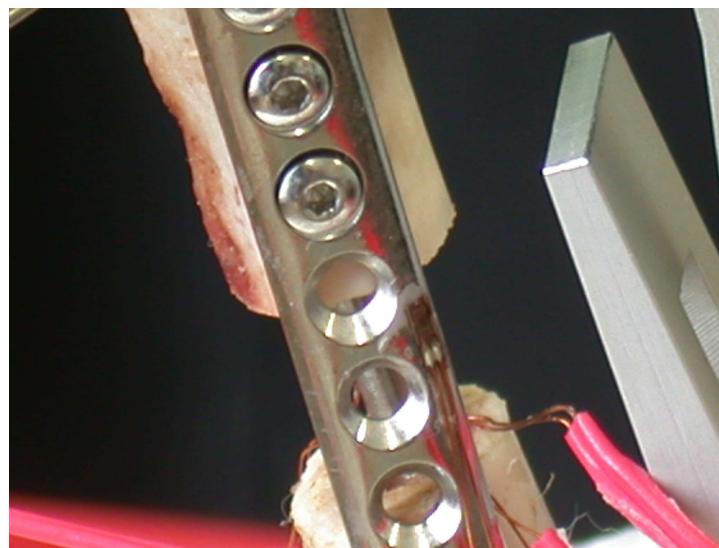


Figure 16: Photographie de la jauge positionnée sur la face latérale de la plaque.

I.5. Test mécanique

I.5.a. Technique de mise en charge

Les tests mécaniques en compression statique ont été effectués grâce à une presse électro-mécanique (MTS 10/MH, MTS Corporation ® - Eden Prairie, MN USA), délivrant une force verticale. Le déplacement de la traverse a été fixé à une vitesse constante et lente de 0,1 mm par minute permettant d'obtenir une mise en charge progressive.

Le socle de résine a été solidement fixé à une plaque d'aluminium de 25 cm sur 35 cm et 10 mm d'épaisseur à l'aide de 4 vis de 5,5 mm de diamètre placées aux 4 coins du socle de résine. Cette plaque a été maintenue fermement sur la table de la machine d'essai par un système de deux barres d'acier verrouillées par 4 serre-joints pour éviter tout glissement au cours du test de mise en charge.

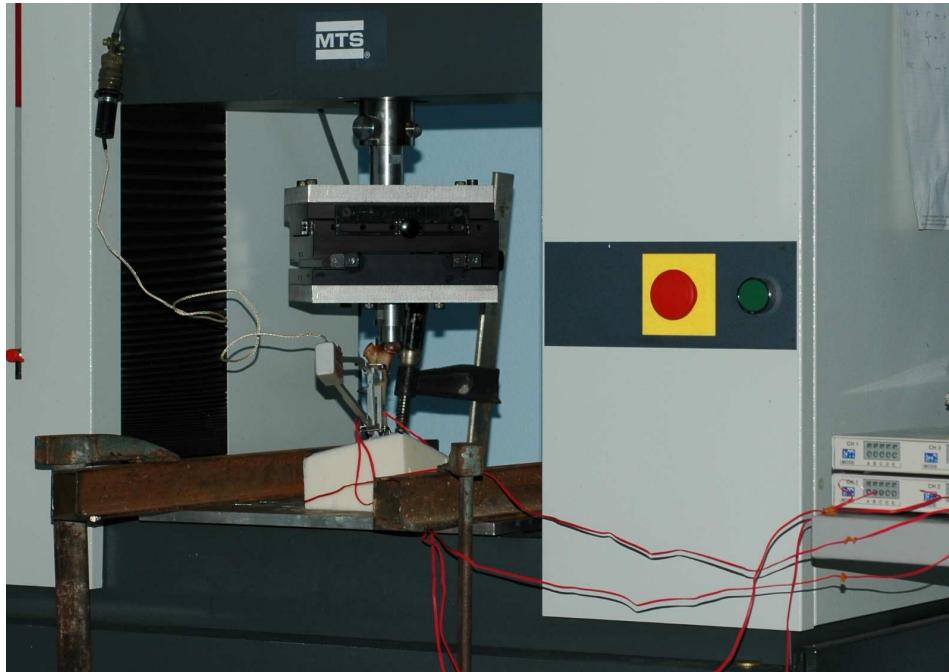


Figure 17: Photographie du dispositif de fixation de l'ensemble fémur – socle sur la presse électro-mécanique.

Le fémur a été positionné de manière à ce que la tête soit placée au centre d'un cône d'acier spécialement manufacturé (Figure 17). Le cône est fixé sur la traverse supérieure de la presse électro-mécanique qui exerce la force verticale par l'intermédiaire d'une table de glissement (Figure 18). Celle-ci a permis de centrer parfaitement le point d'application de la force de compression sur la tête lors de la mise en charge, et durant toute la durée du test. Ce dispositif comprend 2 tables compactes de glissement, à mouvements croisés perpendiculaires (type T0 100.160 AR3 de chez SKF ®). En début de test, les tables ont été placées en position zéro, c'est-à-dire parfaitement superposées.

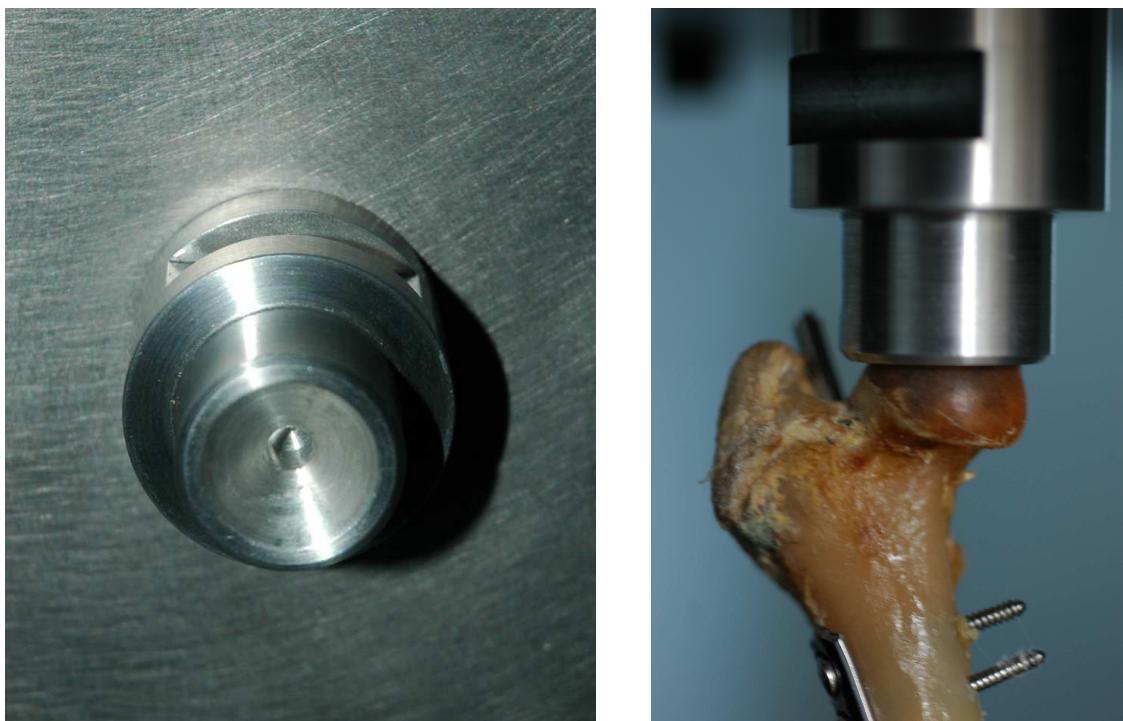


Figure 18: Photographie de la pièce d'adaptation pour appliquer la force de compression sur la tête fémorale.

A : Pièce en aluminium en forme de cône.
B : Cône en appui sur la tête fémorale.

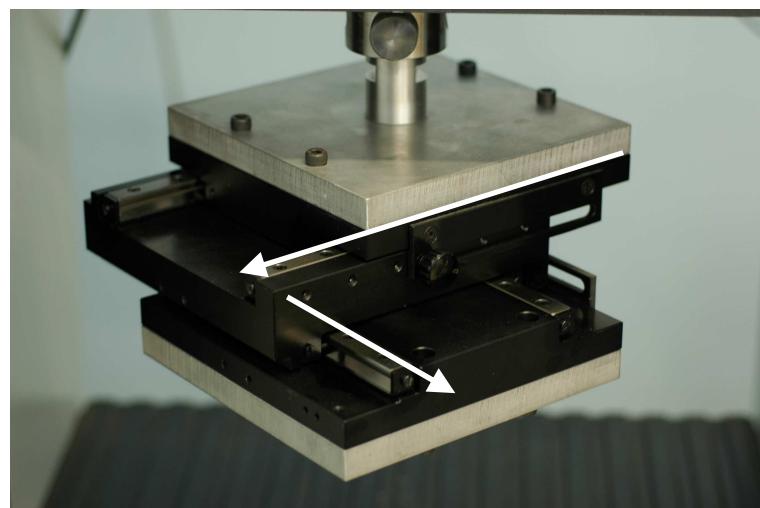


Figure 19: Photographie du système de tables de glissement à mouvement croisés orthogonaux.

Un extensomètre (MTS modèle 634.25F-54) a été placé sur la face crâniale du fémur, il a mesuré la déformation du foyer de fracture au cours des tests.

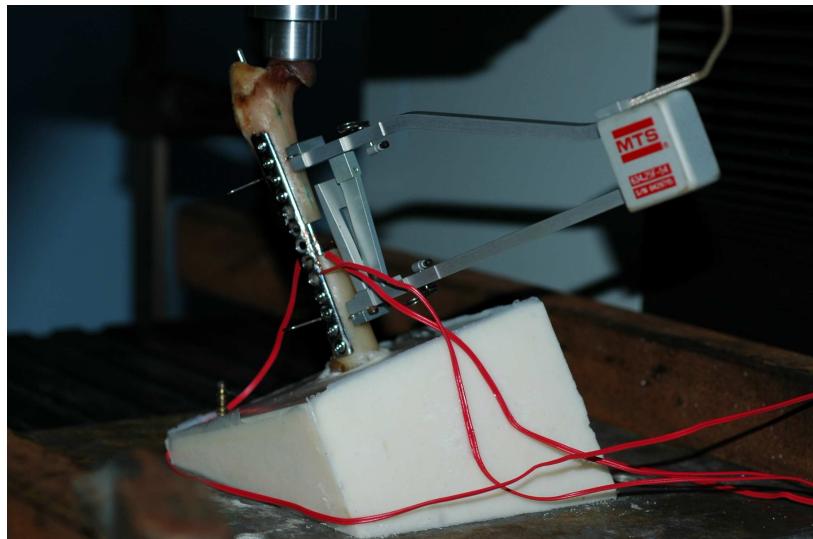


Figure 20: Photographie d'un fémur appareillé avec l'extensomètre.

I.5.b. Acquisition des données

La presse électro-mécanique est reliée à un ordinateur de type PC, utilisant un logiciel spécifique Text works 4.0 (MTS Systems, Ivry sur Seine) enregistrant la force appliquée en fonction du déplacement de la traverse. Il enregistre également les valeurs des déformations locales du foyer de fracture mesurées par l'extensomètre.

Pour chaque test, la courbe force – déplacement a été enregistrée. Celle-ci correspond à la force appliquée à l'ensemble os-implant (en Newton, N) en fonction du déplacement de la traverse de la presse électro-mécanique (en millimètres, mm).

Les changements de résistance enregistrés par les jauge sont minimes et il est difficile de les mesurer avec un ohmmètre classique. Les résistances minima sont mesurées avec un amplificateur de déformation utilisant un circuit électrique appelé pont de jauge basé sur le principe du pont de Wheatstone. Ce pont est composé de quatre résistances.

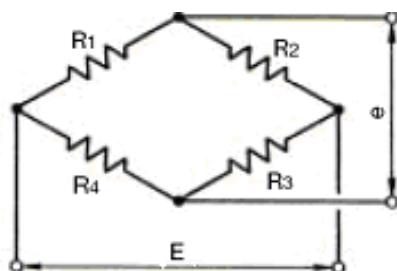


Figure 21: Principe du pont de Wheatstone.

Le calcul du pont de Wheatstone est un problème de physique élémentaire à partir des lois d'Ohm et de Kirschoff relatives aux courants et aux tensions. On démontre facilement que si quatre résistances R₁, R₂, R₃, R₄, montées sur le principe du pont de Wheatstone comme sur la figure sont alimentées par un courant E, on obtient une tension de sortie e.

$$e = E \left[\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right]$$

Si R₁ = R₂ = R₃ = R₄ ou R₁.R₃ = R₂.R₄, alors e est nulle quelle que soit la tension d'entrée et le pont est équilibré.

Si les tensions varient de ΔR₁, ΔR₂, ΔR₃, ΔR₄ alors la tension de sortie e est :

$$e = \frac{1}{4} \left[\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right]$$

Chacune des jauge a été connectée à un pont de jauge (PCD-300 A, KYOWA Electronic Instruments, Co. LTD) sur le fonctionnement en quart de pont, ce qui signifie que sur les quatre résistances constituant le pont, une est variable et correspond à notre jauge d'extensométrie. Sur le montage représenté par la figure 8, la jauge constitue l'un des quatre bras du pont.

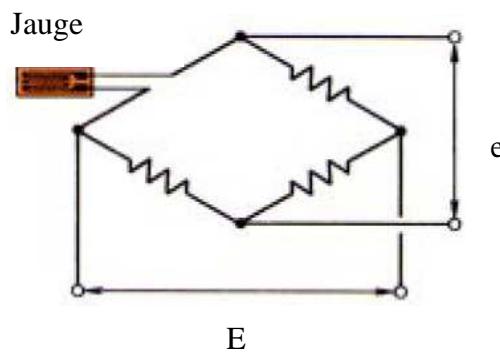


Figure 22: Principe du montage en quart de pont.

Dans le montage en quart de pont, la jauge est connectée au pont de Wheatstone à la place de R₁ comme la montre la figure 21. Lorsque la jauge enregistre une déformation, elle se traduit par une variation de résistance dR, la tension de sortie du pont est alors de :

$$e = \frac{1}{4} \frac{dR}{R} E = \frac{1}{4} K \cdot \varepsilon \cdot E$$

E : tension d'entrée

e : tension de sortie

Un PCD 300 (4 voies) a été utilisé pour récolter simultanément les déformations des jauge. La fréquence d'acquisition des données a été choisie égale à 10 Hz sur le PCD 300.



Figure 23: Photographie du pont de jauge lors de l'acquisition des données de déformations des 4 jauge d'extensométrie.

La synchronisation du temps pour les résultats de la mise en charge (logiciel TestWorks MTS) et de l'enregistrement des jauge (logiciel PCD 30A de KYOWA) a été obtenu par un déclenchement manuel simultané de l'enregistrement des données des deux logiciels lors des tests mécaniques.



Figure 24: Photographie du dispositif expérimental complet.

Chaque fémur a été soumis à 18 tests successifs (3 tests par configuration). Les premiers tests ont été réalisés sur le montage comportant le plus de vis (5 vis monocorticales) puis les vis ont été retirées une à une et de nouveaux tests ont été réalisés après chaque retrait de vis. Puis la première vis a été remplacée par une vis bicorticale suivie de 3 monocorticales puis ont été testés successivement le montage avec 2 vis bicorticales et 1 monocorticale enfin avec uniquement 2 vis bicorticales.

Etant donné que plusieurs configurations ont été testées sur le même os, il était important que ceux-ci soient réalisés exclusivement dans le domaine élastique. Pour cela, il était nécessaire de déterminer une charge maximale assurant le respect de cette condition. Celle-ci a été déterminée suite à des tests préalables réalisés dans les mêmes conditions sur des os d'essai. A l'issu de ces tests cette charge maximale a été fixée à 60 Newtons.

I.5.c. Transformation des données

Lorsqu'un corps est déformé sous l'action de forces extérieures, il reçoit une énergie équivalente au travail fourni par ces forces. Dans le cas d'une déformation dans le domaine élastique, cette énergie peut être récupérée entièrement lorsque le corps revient à son état initial.

L'énergie de déformation U peut être exprimée avec l'équation suivante :

$$U = \frac{1}{2} \int_V \sigma \varepsilon dV$$

Dans laquelle : dV est un élément de volume considéré

σ est la contrainte

ε est la déformation

La contrainte dans le domaine élastique peut également s'exprimer selon l'équation suivante (dans le cas unidirectionnel) :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Dans laquelle : σ est la contrainte

E est le module d'élasticité longitudinale du matériau

ε est la déformation

Le module d'élasticité des implants utilisés étant constant, l'énergie de déformation est donc égale à :

$$U = \frac{1}{2} E \int_V \varepsilon^2 dV$$

L'énergie de déformation est donc proportionnelle au carré des déformations.

Dans le montage réalisé, le module d'élasticité du clou et de la plaque est le même (même acier inoxydable) et le volume est le même (perte de substance fémorale). Il était donc intéressant de comparer les déformations subies par le clou et la plaque en transformant les données de la manière suivante :

- Déformation du clou : $\sqrt{(\varepsilon_{cran}^2 + \varepsilon_{caud}^2)}$

ε_{cran} : déformation de la face crâniale du clou

ε_{caud} : déformation de la face caudale du clou

- Déformation de la plaque : $\sqrt{(\varepsilon_{lat}^2 + \varepsilon_{med}^2)}$

ε_{lat} : déformation de la face latérale de la plaque

ε_{med} : déformation de la face médiale de la plaque

I.6. Analyse statistique

Les analyses statistiques des résultats ont été réalisées sur un logiciel SYSTAT 5.2 pour MACINTOSH (SYSTAT – Evanson USA).

L’analyse statistique des résultats a consisté en une comparaison des différents montages par analyse de la variance (ANOVA). Il a été réalisé une comparaison multiple par un post hoc test de Tukey. Dans notre étude le niveau de significativité a été fixé à 0,05. Les comparaisons ont porté sur la raideur globale de chaque montage, sur la déformation du foyer de fracture, sur les microdéformations enregistrées par les jauge de chaque implant à la charge maximale.

II. Résultats

II.1. Comportement mécanique global

Les courbes représentant la force en fonction du déplacement ont été obtenues à l’aide du logiciel Textworks 4.0 relié à la machine à tester. Les courbes obtenues pour le fémur 3 sont présentées en annexe (Annexes 1 à 6).

Graphiquement, les raideurs globales des montages correspondent aux pentes des courbes effort-déplacement. Les droites de régression linéaire ont été tracées à partir des courbes obtenues. Le coefficient de détermination (R^2) permet de vérifier la linéarité du comportement mécanique global de chaque montage.

L’équation de cette droite est du type $y = ax + b$ où a est la raideur globale du montage.

Les pentes ont également été calculées entre 2 points fixes : le premier point correspondant à une force appliquée de 10 N et le second correspondant à une force appliquée de 60 N. Ce calcul a permis de vérifier la valeur obtenue par régression linéaire.

Les valeurs des raideurs obtenues lors des 3 tests de mise en compression sont regroupées dans le tableau 5. Ces valeurs correspondent aux pentes des courbes obtenues par régression linéaire.

La figure 24 montre la courbe force / déplacement du fémur 3 équipé du montage 1 au cours du test 3. Cette courbe est représentative de la forme des courbes obtenues pour l'ensemble des montages, courbes à partir desquelles ont été obtenues les pentes et donc les valeurs de raideur globale.

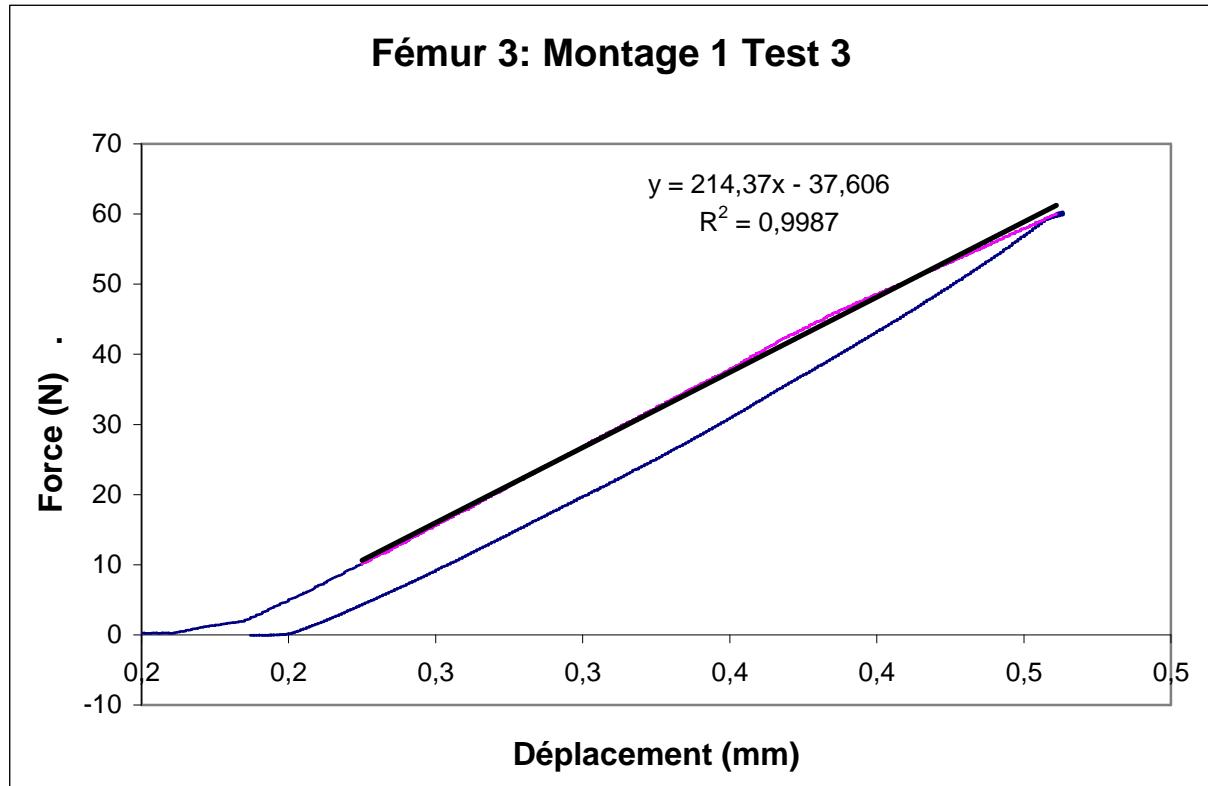


Figure 25: Courbe force (en N) / déplacement (en mm) obtenue pour le fémur 3 avec le montage 1 au cours du 3^{ème} test.

La figure 25 représente les courbes obtenues pour le fémur 30 avec les 6 montages au cours du 3^{ème} test de mise en compression ; seule la partie de mise en charge comprise entre 10 et 60 N a été représentée car elle correspond à la portion de courbe permettant de déterminer la raideur des montages.

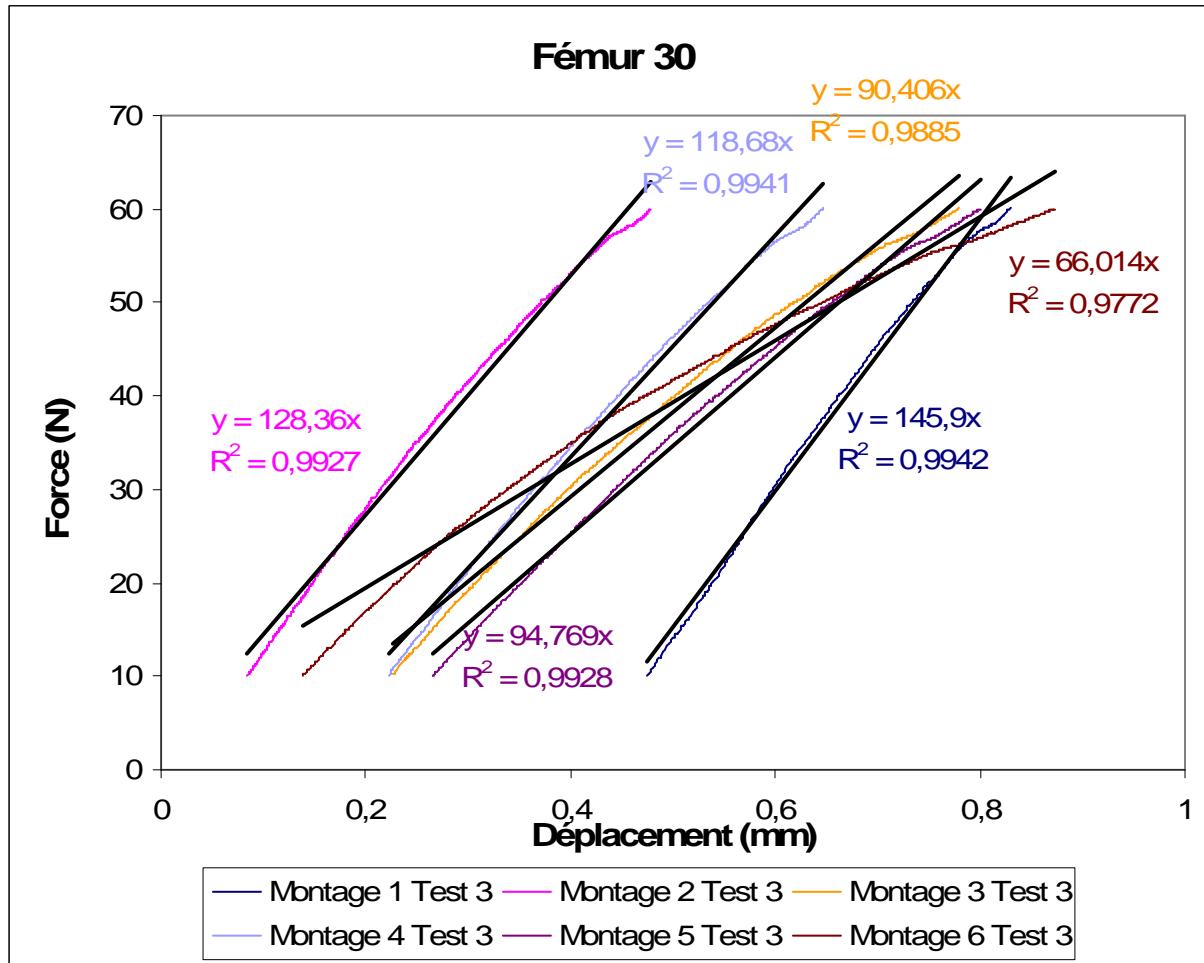


Figure 26: Courbes charge-déplacement entre 10 et 60 N obtenues lors du 3^{ème} test de mise en compression dans chaque configuration pour le fémur 30.

	Raideur globale (N/mm)					
	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Fémur 3	207,21	184,98	145,54	212,00	157,01	89,49
	207,90	192,84	152,86	224,32	166,32	97,39
	214,40	193,89	154,72	226,33	168,14	96,58
Fémur 14	140,23	138,54	109,21	110,26	120,60	61,22
	143,60	140,75	112,97	119,65	123,54	64,89
	151,17	149,1	123,40	132,03	140,52	74,06
Fémur 19	110,85	125,35	101,32	115,12	114,23	66,82
	122,62	126,17	107,11	121,76	127,20	70,70
	127,12	127,99	107,97	123,62	128,66	73,09
Fémur 20	56,92	57,60	25,67	73,13	47,93	52,28
	65,23	69,40	26,02	82,58	59,60	54,73
	78,77	69,68	25,44	83,00	60,54	55,02
Fémur 21	158,33	159,02	119,44	149,67	134,55	53,00
	190,91	169,71	143,35	165,72	150,45	59,06
	197,89	169,84	130,16	167,49	153,90	63,60
Fémur 22	71,43	92,34	41,89	81,18	68,11	43,37
	98,02	93,95	44,32	86,78	74,12	47,97
	99,84	94,37	43,75	86,56	74,95	49,73
Fémur 26	77,13	73,68	51,50	78,29	84,07	50,76
	128,63	91,67	58,84	98,00	100,29	71,39
	132,68	93,79	61,17	99,34	102,15	72,84
Fémur 30	127,28	117,28	65,14	112,51	71,00	47,87
	141,64	125,19	87,52	118,20	96,12	64,79
	145,71	128,36	90,41	118,68	94,77	66,01
Fémur 31	52,32	56,09	13,14	63,33	37,53	16,82
	69,26	55,60	22,70	67,28	47,71	21,14
	70,38	54,41	24,51	67,46	48,86	22,46
Fémur 32	77,82	49,46	23,32	78,22	29,98	32,72
	91,74	57,90	30,84	88,46	40,29	33,62
	93,50	60,78	32,79	89,52	38,79	33,57
Moyenne	121,68	110,66	75,90	110,90	95,40	56,90
Ecart type	47,22	44,83	45,51	40,13	42,23	20,07
Moy test 2 et 3	128,55	113,27	79,04	112,76	99,85	59,63
Ecart type	46,65	45,89	47,21	39,57	43,19	20,81
Moyenne test 3	131,15	114,22	79,43	119,40	101,13	60,70
Ecart-type	48,13	47,46	48,10	47,52	45,43	21,48

Tableau 5: Raideur globale (en N/mm) en fonction des différents montages.

Les valeurs du premier test ont été écartées pour réaliser l'analyse statistique des résultats car celui-ci a été considéré comme étant le test de précharge. Seules les valeurs des tests 2 et 3 ont été utilisées par la suite.

		Raideur globale (N/mm)									
		Fem 3	Fem 14	Fem 19	Fem 20	Fem 21	Fem 22	Fem 26	Fem 30	Fem 31	Fem 32
Montage 1	Moyenne	211,15	147,38	124,87	72,00	194,40	98,93	130,65	143,67	69,82	92,62
	Ecart-type	4,60	5,35	7,25	9,57	4,94	1,29	2,86	2,88	0,79	1,24
	Coefficient de variation	0,02	0,04	0,06	0,13	0,02	0,01	0,02	0,02	0,01	0,01
Montage 2	Moyenne	193,36	144,92	127,08	69,54	169,77	94,16	92,73	126,77	55,00	59,34
	Ecart-type	0,74	5,90	1,14	0,20	0,09	0,30	1,50	2,24	0,84	2,04
	Coefficient de variation	0,00	0,04	0,01	0,00	0,00	0,00	0,02	0,02	0,01	0,03
Montage 3	Moyenne	153,79	118,18	107,54	25,73	136,75	44,03	60,00	88,96	23,60	31,81
	Ecart-type	1,31	7,37	3,13	0,41	9,33	0,40	1,65	2,04	1,28	1,38
	Coefficient de variation	0,01	0,06	0,03	0,02	0,07	0,01	0,03	0,02	0,05	0,04
Montage 4	Moyenne	225,32	125,84	122,69	82,79	166,60	86,67	98,67	118,44	67,37	88,99
	Ecart-type	1,42	8,75	3,86	0,30	1,25	0,15	0,95	0,34	0,13	0,75
	Coefficient de variation	0,01	0,07	0,03	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01
Montage 5	Moyenne	167,23	132,03	127,93	60,07	152,17	74,53	101,22	95,44	48,28	39,54
	Ecart-type	1,29	12,01	6,88	0,66	2,44	0,59	1,31	0,95	0,81	1,06
	Coefficient de variation	0,01	0,09	0,05	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02	0,03
Montage 6	Moyenne	96,98	69,47	71,89	54,87	61,33	48,85	72,11	65,40	21,80	33,59
	Ecart-type	0,57	6,48	2,72	0,20	3,21	1,24	1,02	0,86	0,93	0,03
	Coefficient de variation	0,01	0,09	0,04	0,00	0,05	0,02	0,01	0,01	0,04	0,00

Tableau 6: Raideurs globales moyennes et paramètres de dispersion pour chaque montage.

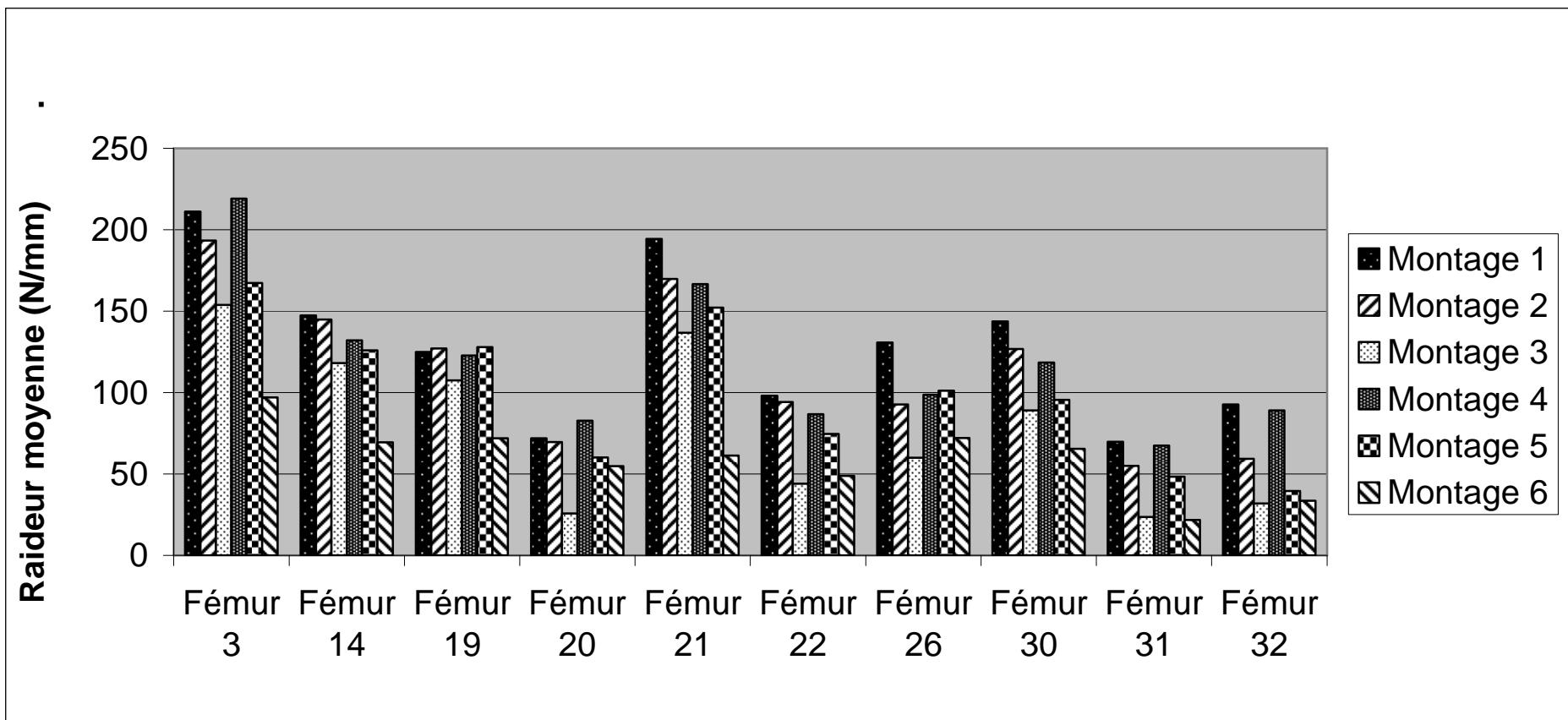


Figure 27: Raideurs moyennes des 6 montages pour chaque fémur.

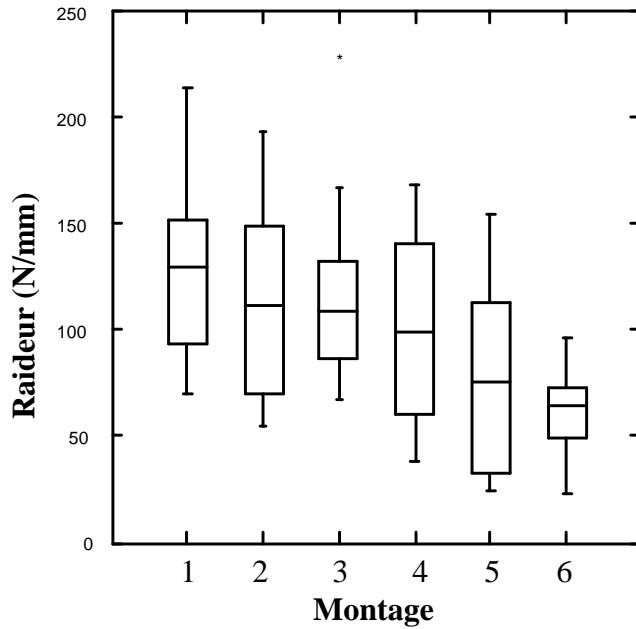


Figure 28: Raideurs des montages obtenues au cours du 3^{ème} test.

L’analyse statistique des raideurs montre que les montages sont statistiquement différents les uns des autres exceptés les montage 1 et 4, les montages 2 et 4 et les montages 2 et 5 (Tableau 8).

Nous pouvons ainsi regrouper plusieurs montages du plus raide au moins raide de la manière suivante :

Montage	1	4	2	5	3	6
Type	5 monos	1 bi 3 monos	4 monos	2 bi 1 mono	3 monos	2 bi
Raideur moy	128,55	118,34	113,26	99,84	79,04	59,63
Nb vis	5	4	4	3	3	2
Nb corticale	5	5	4	5	3	4

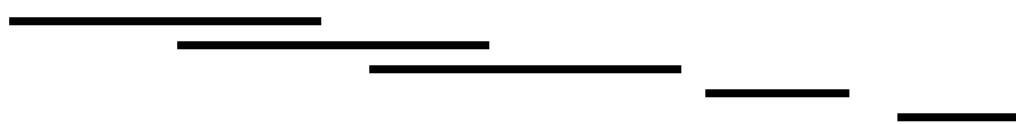


Tableau 7: Classement des différents montages en fonction des raideurs moyennes.

Il existe une corrélation entre le nombre de vis utilisées et la raideur des différents montages, par contre cette corrélation ne se vérifie pas lorsque l’on prend en compte le nombre de corticales concernées.

	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Montage 1	1.000000					
Montage 2	0.021623	1.000000				
Montage 3	0.000121	0.000121	1.000000			
Montage 4	0.274496	0.894802	0.000121	1.000000		
Montage 5	0.000121	0.062858	0.000536	0.002567	1.000000	
Montage 6	0.000121	0.000121	0.001348	0.000121	0.000121	1.000000

Tableau 8: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les raideurs des différents montages.

II.2. Comportements mécaniques locaux

L’analyse de l’évolution des déformations de chaque jauge en fonction du temps a permis de vérifier que les déformations locales enregistrées sur les implants étaient linéaires dans le temps et retournaient à la valeur initiale après la décharge. L’ensemble des courbes obtenues pour le fémur 3 sont représentées en annexe (Annexe 7).

II.2.a. Déformation du clou

Les jaugees collées sur la face crâniale et sur la face caudale du clou ont enregistré les déformations locales de l’implant. Les courbes représentant les déformations enregistrées ont été tracées pour chaque test.

La jauge crâniale a enregistré des valeurs en tension sur tous les fémurs testés et sur toutes les configurations testées.

La jauge caudale a enregistré des valeurs en compression pour tous les fémurs et sur toutes les configurations testées sauf pour le fémur 30 pour lequel la jauge caudale du clou a enregistré des valeurs en tension plus grandes que les valeurs données par la jauge crâniale.

D’une manière générale les jaugees collées sur le clou enregistrent des déformations plus importantes pour les montages les moins rigides à savoir les montages 6, 3 et 5.

Les courbes obtenues pour le fémur 21 sont représentées sur la figure 28.

La jauge crâniale enregistrant des déformations en tension et la jauge caudale enregistrant des valeurs en compression ; la déformation globale du clou se fait dans le plan crâno-caudal.

Fémur 21: Déformation du clou: jauge crâniale et jauge caudale

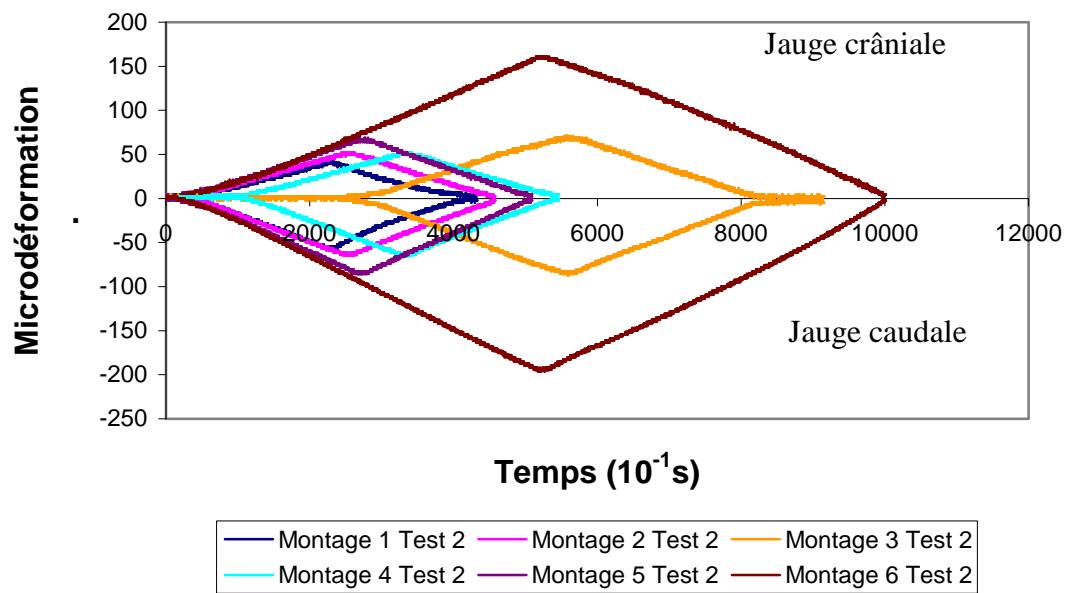


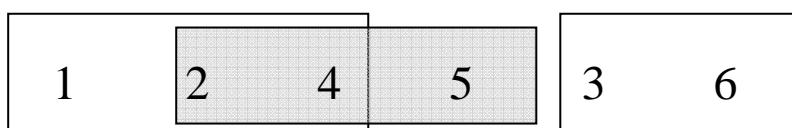
Figure 29: Déformations enregistrées par les jauge collées sur le clou pour les 6 montages testés sur le fémur 21.

Les valeurs de déformation à la charge maximale (60N) ont été retenues pour réaliser la comparaison des montages et l'étude statistique.

L'analyse statistique des valeurs de déformation du clou sur la face crâniale à la charge maximale montre que (Tableau 9):

- le montage 1 est significativement différent des montages 5, 3 et 6
- les montages 6 et 3 sont significativement différents des montages 1, 2, 4 et 5
- les montages 3 et 6 ne sont pas significativement différents
- les montages 2, 1 et 4 ne sont pas significativement différents
- les montages 5, 2 et 4 ne sont pas significativement différents

L'analyse des valeurs de la jauge caudale du clou nous permet donc de regrouper les montages de la manière suivante :



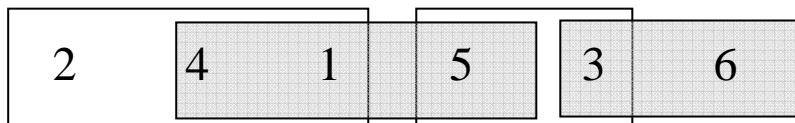
	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Montage 1	1.000000					
Montage 2	0.997994	1.000000				
Montage 3	0.000121	0.000121	1.000000			
Montage 4	0.999496	0.999999	0.000121	1.000000		
Montage 5	0.028383	0.089381	0.019350	0.069458	1.000000	
Montage 6	0.000121	0.000121	0.999001	0.000121	0.005986	1.000000

Tableau 9: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les valeurs de déformation de la jauge crâniale du clou à la charge maximale pour les différents montages.

L’analyse statistique des valeurs de déformation du clou sur la face caudale à la charge maximale montre que (Tableau 10):

- le montage 6 est significativement différent des montages 1, 4, 2 et 5.
- le montage 3 est significativement différent des montages 1, 4 et 2
- les montages 3 et 6 ne sont pas significativement différents.
- les montages 3 et 5 ne sont pas significativement différents.
- le montage 2 est significativement différent des montages 5, 3 et 6

L’analyse des valeurs de la jauge caudale du clou nous permet donc de regrouper les montages de la manière suivante :



	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Montage 1	1.000000					
Montage 2	0.670319	1.000000				
Montage 3	0.000129	0.000121	1.000000			
Montage 4	0.999761	0.484054	0.000150	1.000000		
Montage 5	0.157473	0.002267	0.056517	0.276393	1.000000	
Montage 6	0.000123	0.000121	0.999857	0.000130	0.027979	1.000000

Tableau 10: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les valeurs de déformation de la jauge caudale du clou à la charge maximale pour les différents montages.

II.2.b. Déformation de la plaque

Les jauge collées sur la face médiale et sur la face latérale de la plaque ont enregistré les déformations locales de l'implant.

La jauge latérale a enregistré des valeurs en tension sur tous les os testés, la jauge médiale a enregistré des valeurs en tension ou en compression. Cependant, pour un même os cette jauge a enregistré le même type de déformation (tension ou compression) dans toutes les configurations testées avec des variations de valeurs.

Les valeurs absolues des déformations enregistrées par la jauge placée en face médiale de la plaque sont en général moins importantes que celles enregistrées par la jauge placée sur la face latérale de la plaque (Figure 29).

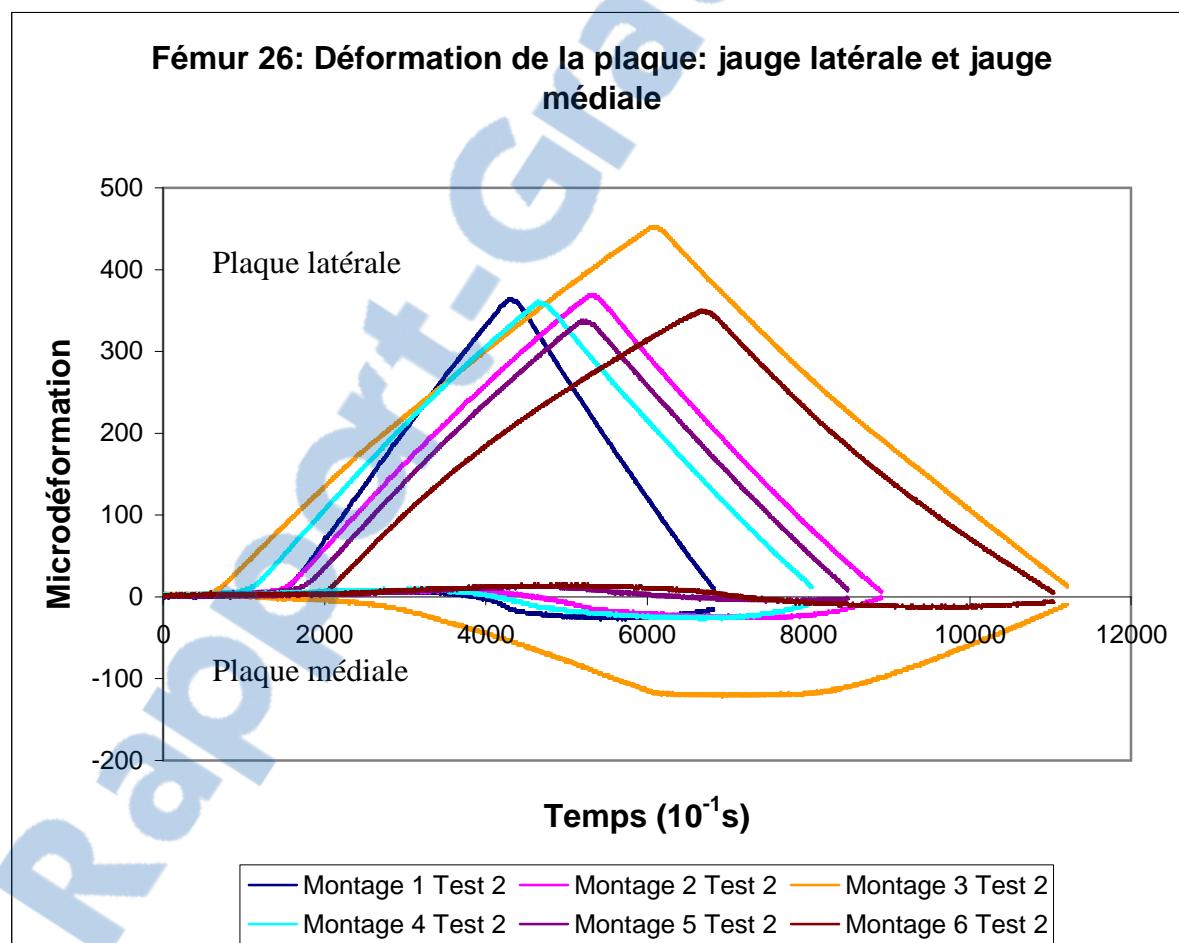


Figure 30: Déformations enregistrées par les jauge collées sur la plaque pour les 6 montages testés sur le fémur 26.

L'analyse statistique par ANOVA pour les valeurs de déformation de la plaque à la charge maximale ne permet pas différencier les différents montages.

L'analyse des valeurs de la jauge latérale de la plaque permet uniquement de différencier le montage 3 des montages 5, 6, 4 et 2 ($p<0,05$).

L'analyse des valeurs de la jauge médiale de la plaque permet uniquement de différencier le montage 3 des montages 1 et 2 ($p<0,05$).

II.2.c. Déplacement du foyer de fracture

L'extensomètre placé sur la face crâniale du fémur a enregistré le déplacement au niveau du foyer de fracture. Les valeurs obtenues varient de 2,8 microns à 103,5 microns à la charge maximale selon les montages testés. Les valeurs des déformations enregistrées à la charge maximale au cours du 2^{ème} et 3^{ème} test de chaque configuration sont regroupées dans le tableau 11.

Une des courbes représentant le déplacement du foyer en fonction de la force appliquée est présentée sur la figure 30.

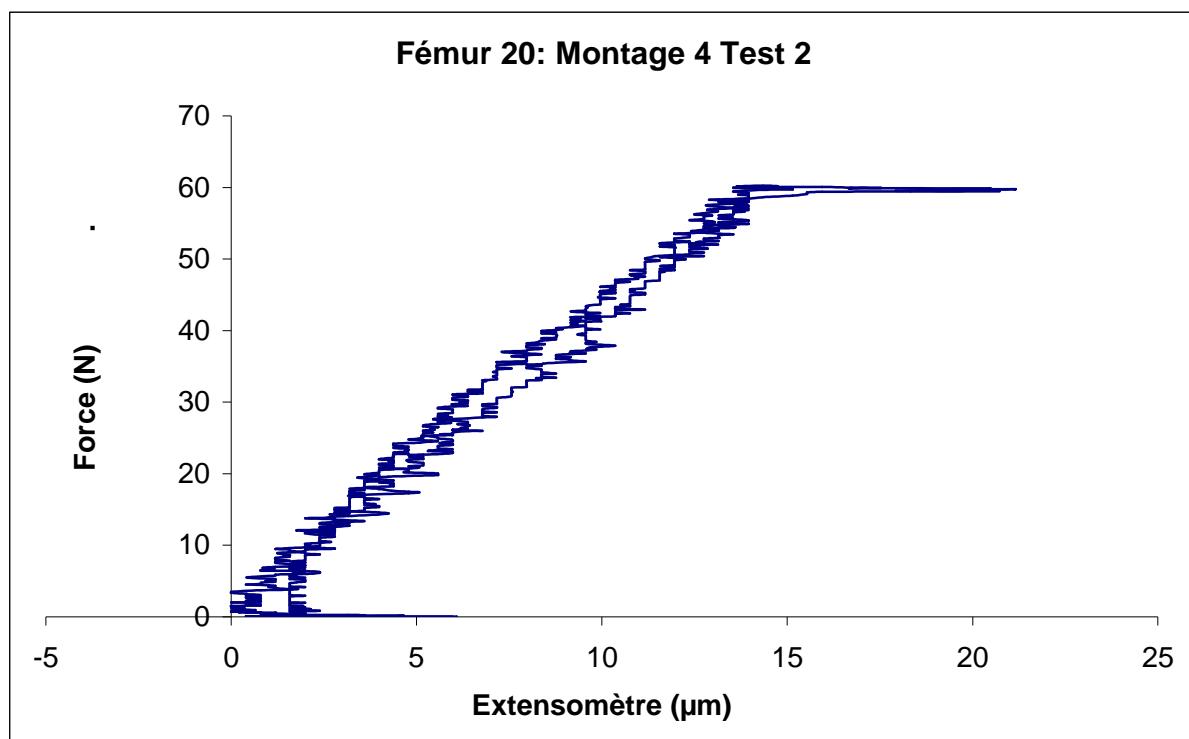


Figure 31: Déplacement du foyer de fracture enregistré par l'extensomètre au cours du test 2 sur le fémur 20 avec le montage 4.

	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Fémur 3	31,0	42,8	51,0	50,1	30,0	73,2
	27,2	40,2	51,0	21,0	33,0	74,0
Fémur 14	14,0	21,0	24,1	24,3	31,8	103,5
	12,9	19,8	23,8	23,1	30,7	101,1
Fémur 19	26,3	28,0	28,2	31,1	31,9	62,0
	26,1	26,4	20,9	28,7	29,0	47,9
Fémur 20	7,2	8,7	123,3	14,2	31,5	34,3
	6,0	8,1	93,7	13,9	29,8	32,7
Fémur 21	7,6	11,2	17,5	13,0	13,5	29,9
	8,0	10,0	17,1	11,2	12,4	29,5
Fémur 22	2,8	3,2	29,5	3,6	15,5	38,4
	3,3	5,0	29,5	3,7	17,1	37,3
Fémur 26	3,6	4,7	17,6	4,8	9,2	22,3
	6,8	2,4	16,5	4,0	8,0	20,3
Fémur 30	7,4	7,9	11,2	13,2	13,2	22,3
	8,0	9,2	10,8	12,0	12,0	22,7
Fémur 31	16,3	25,5	83,7	17,9	35,0	90,1
	15,9	24,7	79,4	15,0	34,3	83,6
Fémur 32	27,9	42,3	62,6	18,7	54,2	64,6
	27,1	37,1	59,8	18,3	54,5	63,8

Tableau 11: Déplacements du foyer de fracture (en μm) enregistrés par l'extensomètre à la charge maximale au cours des test 2 et 3.

L'analyse statistique des valeurs données par l'extensomètre nous permet de différencier les montages 3 et 6 chacun différent des autres montages ($p<0,05$) mais non différents entre eux. Les montages 1, 2, 4 et 5 ne sont pas significativement différents entre eux. (Tableau 12).

	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Montage 1	1.000000					
Montage 2	0.920015	1.000000				
Montage 3	0.000121	0.000165	1.000000			
Montage 4	0.991766	0.998646	0.000128	1.000000		
Montage 5	0.130618	0.652712	0.012885	0.394098	1.000000	
Montage 6	0.000121	0.000121	0.292826	0.000121	0.000124	1.000000

Tableau 12: Valeurs de p obtenues par ANOVA pour les valeurs de déplacement du foyer de fracture enregistrées par l'extensomètre à la charge maximale pour les différents montages.

II.2.d. Estimation des énergies de déformation des implants

Comme nous l'avons montré dans la 3^{ème} partie au paragraphe I.5.c, il était intéressant de transformer les valeurs de déformation des implants afin d'estimer les énergies de déformations. Les valeurs obtenues sont regroupées dans le tableau 13. Nous avons supposé que toute l'énergie de déformation se trouvait dans la plaque et le clou ; ceci revient à ne pas prendre en compte l'énergie de déformation de l'os. Cette hypothèse nous a paru raisonnable du fait de la perte de substance osseuse ne permettant pas le passage d'énergie d'un bout à l'autre.

Montage	Nombre de vis	Plaque $\sqrt{(\epsilon_1^2 + \epsilon_m^2)}$	Clou $\sqrt{(\epsilon_{cr}^2 + \epsilon_{ca}^2)}$	Somme (100%)
1	5	255,8 (71%)	104,6 (29%)	360,4
2	4	230,3 (70,1%)	98,4 (29,9%)	328,7
3	3	273,7 (55,5%)	219,8 (44,5%)	493,5
4	4	227,7 (68,6%)	104,4 (31,4%)	332,1
5	3	226,7 (59,5%)	154,0 (40,5%)	380,7
6	2	233,8 (50,6%)	228,5 (49,4%)	462,3

Tableau 13: Evaluation des pourcentages d'énergie de déformation dans les implants.

Si nous nous intéressons à la somme des énergies dans les implants, nous constatons que les montages 3 et 6 reçoivent plus d'énergie que les autres montages. Ces montages sont également les moins raides.

D'autre part pour les montages comptant plus de vis, c'est-à-dire les montages dont la longueur utile de plaque est plus faible ; environ 70 % de l'énergie passe par la plaque ; plus le nombre de vis diminue plus l'énergie a tendance à se répartir de manière équivalente dans les 2 implants pour finalement arriver à une répartition quasiment égale dans le cas du montage avec 2 vis bicorticales de part et d'autre du foyer (montage 6).

III. Discussion

III.1. Protocole expérimental

III.1.a. Les échantillons

Les fémurs ont été prélevés sur des chiens de même race et de poids semblable afin de minimiser la variabilité des échantillons.

Ils ont été radiographiés sous deux incidences orthogonales ; ainsi leurs dimensions ont été mesurées avec précision permettant de former un lot homogène.

Il était primordial de conserver les propriétés mécaniques des os utilisés. Il était donc nécessaire de connaître les effets répétés de cycles de congélation - décongélation sur le tissu osseux.

Linde et Sorensen (34) ont montré que cinq cycles de congélation – décongélation n’altéraient pas le comportement de l’os soumis à une compression mais les conditions de conservation ne sont pas détaillées dans cette étude.

D’après Kang en 1997 (31) un os frais subissant cinq cycles de congélation – décongélation de -20°C à 20-22°C, conserve des propriétés mécaniques intactes sous réserve de lutter contre la déshydratation, qui modifie sa rigidité de façon non négligeable. Cependant à la température de -20°C les protéases et les lipases ne sont pas totalement inhibées. Par conséquent, il était conseillé dans cette étude de limiter la durée du stockage à 7-8 mois car les effets de la congélation sur des durées plus longues n’étaient pas encore connues.

En 1999, Griffon et Wallace (24) ont montré qu’il n’y avait pas de différence significative dans les mesures de propriétés mécaniques effectuées suite à un stockage de plus de huit mois à condition que l’os soit correctement hydraté.

Pour conserver les propriétés mécaniques de l’os les échantillons ont été prélevés frais sur des cadavres et conservés au congélateur à -20°C. L’hydratation des fémurs au cours de la congélation a été assurée par des compresses imbibées de soluté isotonique (Versol ® NaCl 0,9% pour irrigation) enroulées autour de l’os et par une alèse elle-même imbibée de soluté isotonique. Les échantillons ont été ramenés lentement à température ambiante. Lors de la manipulation des échantillons à température ambiante, les fémurs ont été hydratés en permanence soit par des compresses imbibées soit par des pulvérisations de chlorure de sodium isotonique.

III.1.b. Choix de la taille du clou

Au vu des résultats de l'étude de HULSE (29) nous avons choisi d'utiliser un clou centromédullaire occupant 50 % de la cavité médullaire qui augmente de 78 % la raideur et diminue les contraintes s'exerçant sur la plaque de 61 %. Cette taille de clou représente un bon compromis entre le gain de raideur recherché et l'espace restant dans la cavité médullaire, nécessaire à la mise en place des vis. Un clou de plus grande taille ne permettrait pas la mise en place des vis, même monocorticales étant donné l'étroitesse de la cavité médullaire.

En raison de l'échantillonnage restreint des fournisseurs de clou de Steinmann , nous avons été obligé d'utiliser un clou de même diamètre (3 mm) pour tous les fémurs quelque soit le diamètre exact de la cavité médullaire. Le taux d'occupation de la cavité médullaire par le clou était compris entre 43% et 50%.

III.1.c. Choix des configurations testées

Dans son étude évaluant la diminution de la déformation d'une plaque suite à l'ajout d'un clou centromédullaire, Don Hulse recommande de fixer la plaque avec 1 vis bicorticale et 3 vis monocorticales de part et d'autre du foyer de fracture. Si la mise en place de la vis bicorticale n'est pas possible du fait du diamètre important du clou, il recommande la mise en place de 5 vis monocorticales au moins dans chaque fragment. Ainsi, dans ces deux configurations 5 corticales sont concernées de part et d'autre du foyer de fracture (28).

Nous avons établi plusieurs configurations à comparer pour essayer de déterminer l'importance du nombre de vis et/ou du nombre de corticale dans la stabilité globale des montages.

	Nombre de vis	Nombre de corticale
Montage 1	5	5
Montage 2	4	4
Montage 3	3	3
Montage 4	4	5
Montage 5	3	5
Montage 6	2	4

La position des vis a été choisie en relation avec le concept d'ostéosynthèse biologique qui recommande un abord minimal du foyer de fracture. De ce fait dans chaque configuration, les vis ont été placées dans les trous situés aux extrémités de la plaque.

Il aurait pu être intéressant de tester une configuration avec 3 vis bicorticales de part et d'autre du foyer de fracture. Cependant, lors de l'utilisation d'un clou centromédullaire de gros diamètre les vis bicorticales les plus proches du foyer de fracture peuvent être difficiles à mettre en place en raison des risques de conflit mécanique entre le clou et les vis.

Les différentes configurations ont été testées sur un même os nécessitant le vissage et le dévissage successif des vis ce qui a pu réduire en partie l'ancrage de celles-ci au fil des tests et nous a contraint à tester des montages avec des trous de forage non occupés par des vis. En revanche, ceci nous a permis de nous affranchir d'une partie de la variabilité interfémurs.

III.1.d. Choix de la position du fémur

Dans la plupart des études mécaniques du fémur, les tests en compression ont été réalisés dans l'axe vertical, par extrapolation des tests réalisés chez l'homme. Cependant cette mise en charge selon une direction verticale ne reproduit pas les conditions physiologiques.

Selon Page (41), la force de réaction articulaire est orientée vers le bas, latéralement et caudalement. Elle est angulée de 20° caudalement dans le plan sagittal et forme un angle de 30° latéralement vers les bas dans le plan du col fémoral. Dans notre protocole, la machine d'essai délivre une force verticale. Nous avons choisi de positionner le fémur dans l'espace de manière à respecter l'orientation respective de la force articulaire et du fémur, lors de l'appui maximum.

Pour respecter l'orientation de 20° caudalement dans le plan sagittal défini par Page, cela implique de positionner le fémur avec une flexion de 20° comme indiqué sur la figure 31.

Concernant l'angle de 30° latéralement vers le bas dans le plan du col fémoral, il faut déterminer la direction de cet angle par rapport à l'axe de la diaphyse fémorale. Cela revient à calculer la valeur de l'angle α défini sur la figure 32.

D'après Palierne (42) l'axe du col fémoral fait en moyenne un angle de 140° avec l'axe diaphysaire. La somme des angles d'un triangle étant égale à 180°, il s'en découle une équation simple : $180 = 140 + 30 + \alpha$ donc un angle α égal à 10°.

Le vecteur de la force fait donc selon Page un angle de 10° latéralement avec l'axe de la diaphyse fémorale dans le plan frontal. Comme la presse délivre une force verticale, le fémur doit être orienté avec 10° d'adduction.

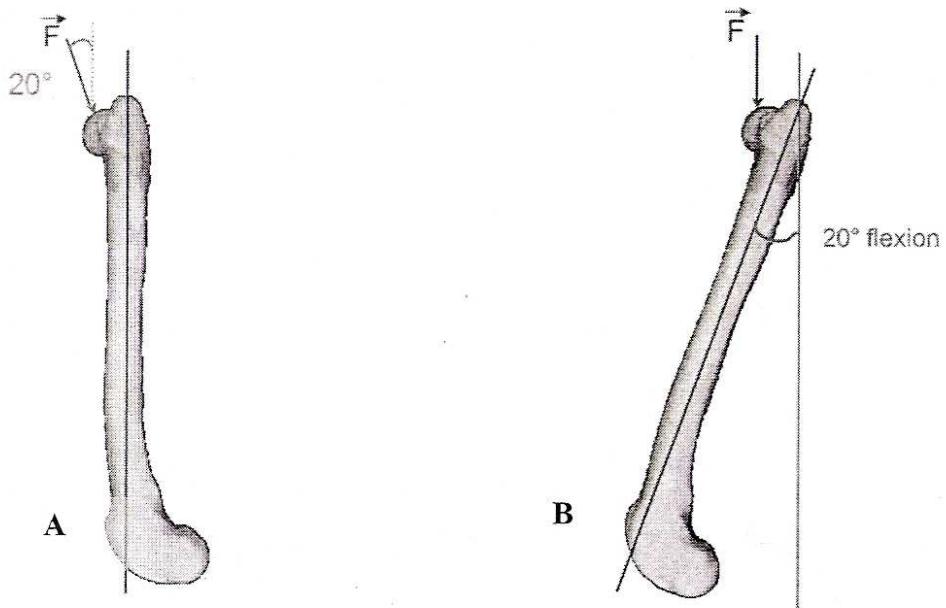


Figure 32: (A) Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan sagittal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page (41).
(B) Position de l'os dans le plan sagittal lors de l'application d'une force verticale.

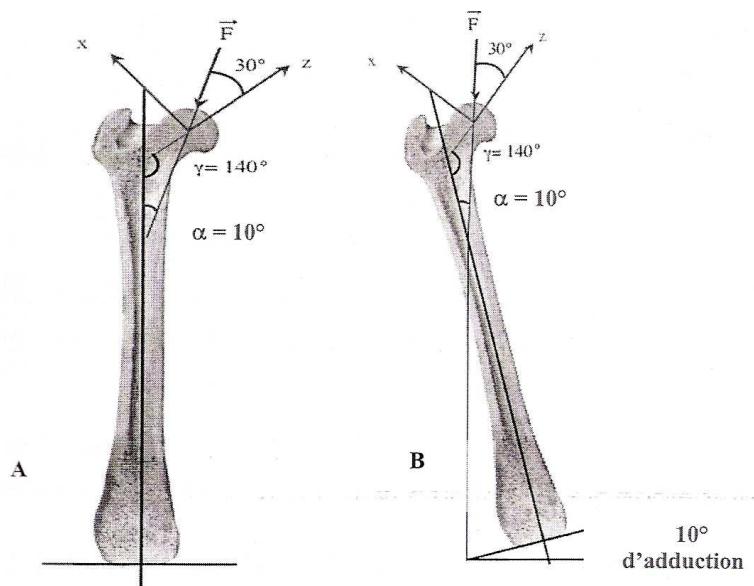


Figure 33: (A) Orientation de la force de réaction articulaire dans le plan frontal par rapport à la diaphyse fémorale d'après Page (41).
(B) Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force vertical.

Bergmann a obtenu une direction de la force de réaction articulaire dans le plan frontal d'environ 20° en moyenne latéralement à l'axe de la diaphyse fémorale. Si la force appliquée est verticale, cela implique de positionner le fémur avec 20° d'adduction selon Bergmann (6) (Figure 33).

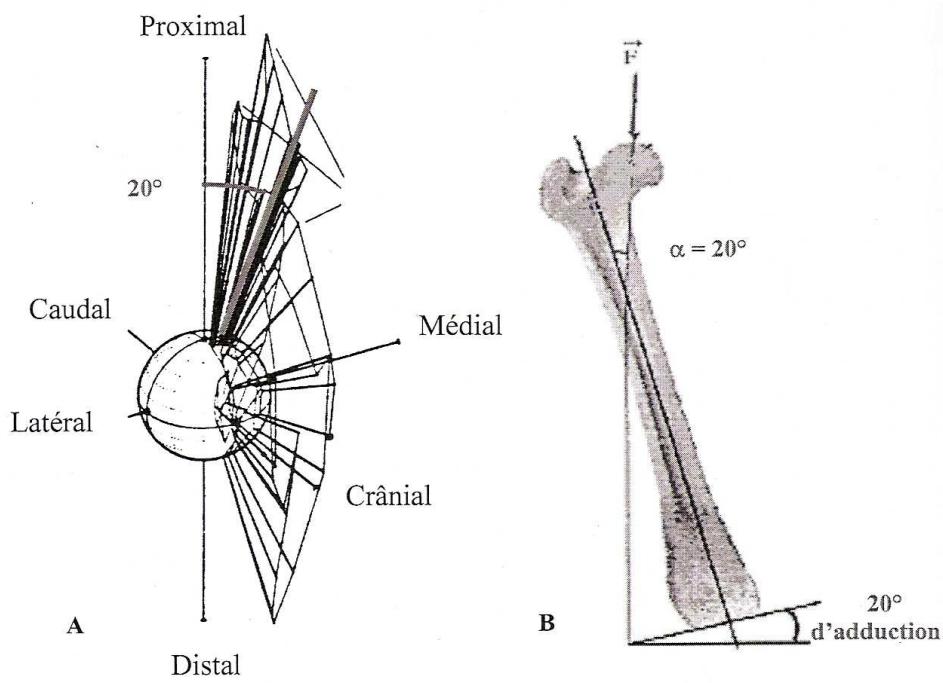


Figure 34: (A): Orientation de la force de réaction articulaire selon Bergmann (6). (B): Position de l'os dans le plan frontal lors de l'application d'une force verticale.

En conclusion, dans notre étude, une position du fémur dans l'espace de 20° de flexion et de 15° d'adduction a été choisie, intermédiaire entre l'étude de Page et celle de Bergmann. Il est important de comprendre que cette position du fémur dans l'espace ne correspond pas à la position du fémur *in vivo* lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche. C'est une position calculée qui permet de reproduire l'orientation relative de la force de réaction articulaire et du fémur lorsque la force appliquée sur le fémur est verticale.

III.1.e. Choix des conditions de mise en charge

- Intérêt de la table de glissement pour l'orientation de la force appliquée

La table de glissement permet de conserver l'orientation relative de la force appliquée tout au long du test. Cette table permet d'appliquer une force qui conserve la même orientation par rapport à l'axe fémoral lors de la déflection du fémur.

➤ Amplitude de la force appliquée

La force de réaction articulaire maximale dans les conditions physiologiques a été évaluée par Bergmann à 50-80 % du poids du corps, cependant dans cette étude les chiens ne présentaient pas un appui normal sur le membre opéré. Arnoczky et al ont évalué cette force à 120 - 150 % du poids du corps (1).

Dans l'étude de Page, la force de réaction articulaire est évaluée à 165 % du poids du corps.

Dans notre étude, la charge maximale appliquée est de 60 N soit environ 50 % du poids du corps. En effet, d'après les essais préliminaires cette valeur permet de s'assurer de rester dans le domaine élastique quelque soit l'os et la configuration testée. Comme l'étude de la raideur du montage porte sur la partie linéaire de la courbe force déplacement, il était inutile d'augmenter la mise en charge.

➤ Vitesse d'application de la force

La vitesse de mise en charge et de décharge a été fixée à 0,1 mm par minute. Il s'agit de la vitesse la plus faible que le logiciel soit capable de délivrer. Le choix de cette vitesse lente permet de diminuer les effets de la viscoélasticité de l'os. A vitesse lente, la quantité d'énergie dissipée par le phénomène d'amortissement est limitée et l'os se rapproche davantage d'un comportement élastique comme l'a montré Lakes (33) en 2004.

III.1.f. Choix de la taille des vis

Les plaques VCP peuvent être utilisées avec deux tailles de vis différentes. Les VCP 2.0 – 2.7 peuvent être utilisées avec des vis de 2.0 mm ou de 2.7 mm. L'utilisation de vis de 2.0 mm était plus compatible avec la taille des os testés et a diminué les risques de conflit mécanique avec le clou centromédullaire.

III.2. Résultats

III.2.a. Répétabilité des tests

La répétabilité des tests a été évaluée en quantifiant la variabilité des pentes des courbes force – déplacement lors de la répétition des tests (tests 2 et 3). Les coefficients de

variation variant de 0,001 à 0,133 montrent la très faible variabilité des résultats entre les différents tests. (Tableau 6)

Le premier test a été considéré comme le test de précharge ; en effet la plupart des études biomécaniques en compression préconisent la réalisation d'un prétest de mise en charge permettant de s'affranchir de micro mouvements parasites.

III.2.b. Variabilité inter fémur

Les valeurs enregistrées sont très variables d'un fémur à l'autre ; les valeurs de raideur d'un même montage pouvant varier du simple au triple. Cependant nous avons observé la même évolution des raideurs des montages sur tous les fémurs comme le montre la figure 34. La figure montre un défaut de raideur des montages 3 et 6 quelque soit le fémur. On observe peu d'intersection des courbes ce qui illustre une évolution des raideurs des montages similaire d'un fémur à l'autre.

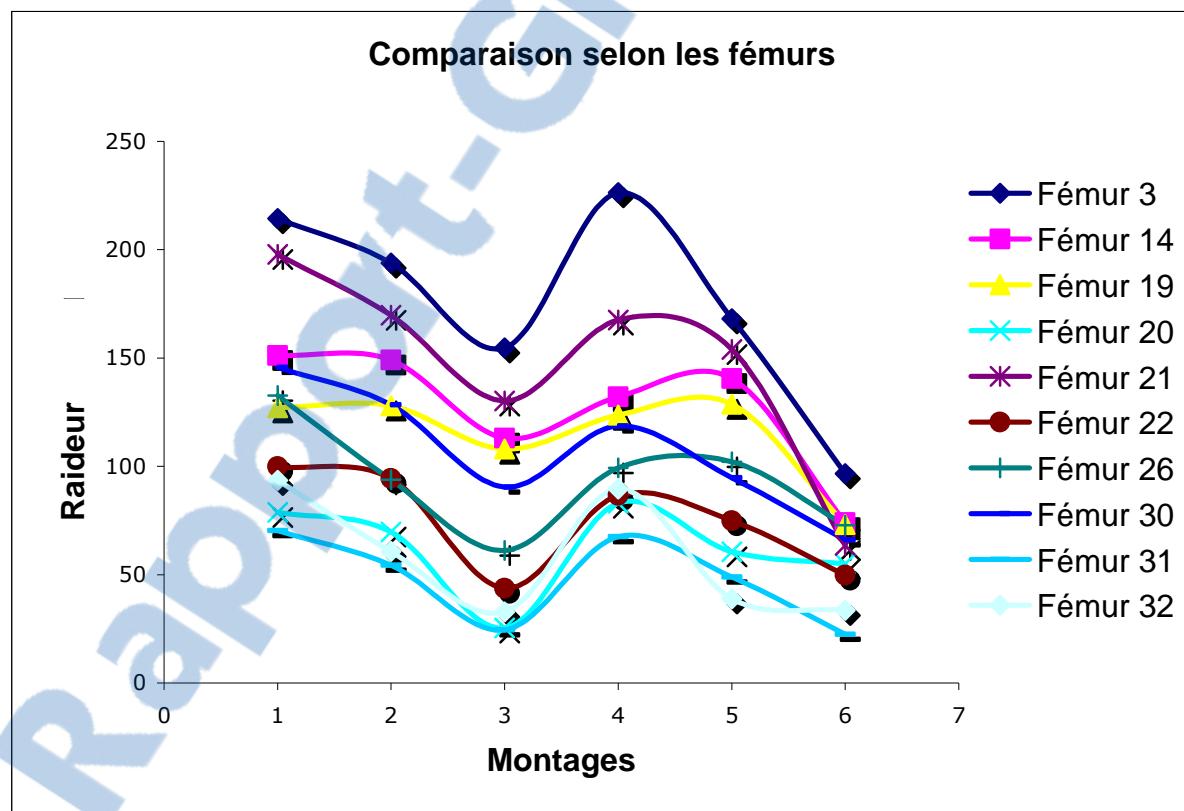


Figure 35: Raideur des montages pour chaque fémur.

La variabilité inter fémur est très fortement liée aux particularités anatomiques, mais également à la variabilité liée à la réalisation du montage. Les montages ont tous été réalisés

par le même manipulateur, cependant il existe une variabilité liée à la réalisation du montage à savoir le positionnement du clou, son ancrage proximal et distal, la position de la plaque, l'ancrage des vis.

Par exemple, le fémur 31 était le moins rigide dans toutes les configurations. Lors de la réalisation du montage nous avons constaté un défaut d'ancrage des 2 vis monocorticales les plus distales, ce qui explique le défaut de raideur de ce fémur.

III.2.c. Raideur globale des montages

La raideur globale représente la raideur de l'ensemble os – clou – plaque - support. Elle correspond à la pente de la droite qui décrit l'effort en fonction du déplacement. Ces courbes ont montré un petit décrochement au début du test de mise en charge, cette légère inflexion de la courbe en début de test peut être due à l'écrasement du cartilage de la tête fémorale qui se produit au début de la mise en charge. Hormis cette inflexion, les courbes obtenues ont été linéaires et ont été utilisées entre 10 et 60 N afin de s'affranchir des mouvements parasites présents en début de test. Nous avons pu classer les montages testés par ordre croissant de raideur de la manière suivante :

Montage 6 : 2 vis bicorticales

Montage 3 : 3 vis monocorticales

Montage 5 : 2 vis bicorticales + 1 vis monocorticale

Montage 2 : 4 vis monocorticales

Montage 4 : 1 vis bicorticale + 3 vis monocorticales

Montage 1 : 5 vis monocorticales

L'étude de la raideur des différents montages a montré qu'ils étaient significativement différents les uns des autres. Nous avons constaté que la position des vis influençait la raideur des montages. En effet, plus les vis sont proches du foyer de fracture plus la raideur du montage est importante. La raideur ne dépend pas du nombre de corticales mais du nombre de vis mises en place.

Ainsi dans la réalisation d'un montage clou plaque, il est intéressant d'utiliser un clou centromédullaire de gros diamètre car celui-ci augmente considérablement la raideur du montage (29). De plus nous constatons ici que l'impossibilité de mettre en place des vis bicorticales n'a pas de réelle conséquence sur la raideur du montage en compression. L'augmentation du nombre de vis diminue la longueur utile de la plaque et, de ce fait, augmente la raideur globale du montage.

III.2.d. Déformation du clou

Le clou subit des déformations relativement croissantes au fil du retrait des vis. Plus on enlève de vis plus le clou se déforme. On obtient le même tracé pour la jauge crâniale et la jauge caudale au signe près puisque l'une est en compression alors que l'autre est en tension ce qui montre que le clou se déforme dans le plan crânio-caudal. Cependant, la déformation du clou n'a pas été évaluée dans le plan latéro-médial.

Les valeurs absolues des déformations mesurées par la jauge caudale du clou sont supérieures aux valeurs de déformation mesurées par la jauge crâniale. Ceci s'explique simplement par le fait que la jauge crâniale enregistre une déformation en tension alors que le montage est soumis à des efforts de compression. Il est donc logique que les valeurs absolues enregistrées sur la face en compression soient supérieures aux valeurs absolues enregistrées sur la face en tension.

III.2.e. Déformation de la plaque

La déformation de la plaque dépend de sa position qui peut être légèrement variable dans le plan crânio-caudal lors de sa mise en place du fait de la morphologie variable des fémurs utilisés. La déformation enregistrée sur la face latérale de la plaque est plus importante que celle enregistrée sur sa face médiale car la jauge latérale est plus éloignée de l'axe neutre.

Dans son étude, Manley (36) a utilisé des jauge d'extensométrie sur les faces latérale et médiale de fémurs de chiens ; la jauge latérale a enregistré une déformation en tension variant de 117 à 429 microdéformations selon les chiens au moment de l'appui maximum. De même, Page (41), dans son étude de 1993 a utilisé des jauge sur la face latérale et médiale en région proximale, la déformation principale mesurée par la jauge latérale a montré une tension variant de 250 à 448 microdéformations lors de l'appui maximum au cours du cycle de marche. Dans notre étude nous avons également enregistré une déformation en tension sur la face latérale en accord avec ces résultats.

Les valeurs délivrées par la jauge collée sur la face médiale de la plaque sont assez faibles, l'interprétation de leurs résultats est donc délicate.

La plaque est soumise à des forces de compression et de flexion superposées, rendant délicate l'interprétation des valeurs données par les jauge. De plus l'espace entre deux trous de plaque étant trop étroit pour y coller une jauge, celles-ci ont été positionnées sur le bord crânial de la plaque. La jauge n'est donc pas située réellement sur la face latérale de l'os.

III.2.f. Energies de déformation des implants

La diminution du nombre de vis c'est-à-dire l'augmentation de la longueur utile de la plaque permet de répartir de manière homogène l'énergie entre la plaque et le clou ; cependant cela diminue la raideur globale des montages.

Dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique, il est intéressant de diminuer le nombre de vis, nous constatons ici que les énergies de déformations sont ainsi mieux réparties dans les implants et en particulier dans le clou ; il apparaît donc intéressant d'augmenter la taille du clou lors de réduction du nombre de vis. Cependant il faut trouver un équilibre pour que le montage ait une raideur globale suffisante.

III.2.g. Déplacement du foyer de fracture

La mobilité du foyer de fracture est directement liée à la raideur du montage.

En effet, plus la raideur globale d'un montage est importante, plus le foyer de fracture est stable. Au contraire, nous observons une mobilité plus importante du foyer de fracture pour les montages les moins rigides à savoir les montages 6 et 3.

Le déplacement maximal global à hauteur de la perte de substance segmentaire de 12 mm est compris entre 31 µm pour le montage 1 et 123,3 µm pour le montage 3. Le déplacement relatif maximal est donc compris entre 0,26 % et 1,03 % pour une charge modérée de 60 N correspondant à environ 50 % du poids du corps.

Si l'on considère que la charge appliquée au fémur lors de la marche peut atteindre 150 % du poids du corps (1) et si l'on suppose qu'à cette charge la déformation des montages est toujours dans le domaine élastique, il est possible d'estimer la déformation relative du foyer de fracture en fonction des montages utilisés. Elle est exprimée dans le tableau 14.

	Montage 1	Montage 2	Montage 3	Montage 4	Montage 5	Montage 6
Déplacement moyen (µm)	42,81	57,09	127,68	51,27	78,99	158,01
Déformation moyenne (%)	0,36	0,48	1,06	0,43	0,66	1,3
Déplacement maximal (µm)	93,00	128,40	369,90	150,30	163,5	310,50
Déformation maximale (%)	0,77	1,07	3,08	1,25	1,36	2,59

Tableau 14: Déplacements et déformations du foyer de fracture extrapolées à une mise en charge équivalente à 150 % du poids du corps.

Perren (46) a montré que l'os pouvait se former lorsque la déformation relative était inférieure à 2 %. Les estimations moyennes précédentes laissent supposer que tous les montages sont suffisamment stables pour permettre la consolidation. Par contre, si l'on considère les déformations maximales, les montages 3 (3 vis monocorticales) et 6 (2vis bicorticales) apparaissent insuffisamment stables.

CONCLUSION

L'intérêt de cette étude comparative de différents montages combinés clou – plaque réside dans le fait que ces montages sont très souvent utilisés pour stabiliser des fractures comminutives chez le chien et le chat ; cependant peu de données étaient disponibles concernant le nombre de vis à utiliser.

Notre étude montre, d'un point de vue mécanique que les montages les plus rigides sont les montages utilisant 5 ou 4 vis, quelles soient bicorticales ou monocorticales. En revanche, les configurations utilisant seulement 2 vis bicorticales ou 3 vis monocorticales de part et d'autre du foyer de fracture semblent insuffisantes entraînant une forte mobilité du foyer de fracture, l'os se déplace alors autour du clou. Dans le concept d'ostéosynthèse biologique on cherche à aborder le moins possible le foyer de fracture. Or, plus on s'éloigne du foyer de fracture plus la stabilité diminue. La position et le nombre de vis sont à prendre en considération pour trouver la configuration la plus adaptée. L'étude montre que lorsque le montage utilise un clou de gros diamètre les vis monocorticales suffisent pour assurer la stabilité. Il est donc possible d'envisager d'augmenter le diamètre du clou au détriment de la mise en place de vis bicorticales.

Ces résultats apportent des informations quant au nombre de vis minimum à utiliser dans un montage mixte clou-plaque. Nos résultats sont à confronter aux recommandations fournies par Hulse (28), et par Reems (49).

D'autre part, la plaque prenant en charge essentiellement les forces en torsion, il serait nécessaire de tester ce même montage en torsion et de confronter les résultats afin de trouver la configuration idéale à utiliser.

La principale limite de cette étude est d'avoir testé successivement chaque montage sur un même fémur, cependant cela nous a permis de nous affranchir d'une part de la variabilité interfémur, de plus les tests ont été réalisés dans le domaine élastique, il n'y avait donc pas de déformation résiduelle après un test.

Le fait de tester les différents montages sur un même fémur a nécessité le vissage et dévissage successif des vis ce qui a pu réduire l'ancrege de celles-ci au fil des tests. Certaines configurations ont été testées avec des trous vides, ce qui pourrait créer une zone de fragilité.

L'autre limite importante de cette étude est constituée par le fait qu'il s'agit d'une étude *ex vivo*. En effet la contribution des actions extérieures n'a pas été prise en compte. Cette étude ne considère que l'os soumis à une force de réaction articulaire proximale ; l'action des muscles, des ligaments, des ménisques et des capsules n'est pas reproduite. Les tests ont été réalisés en statique, une étude similaire avec des tests en fatigue pourrait donner des résultats différents.

Ces nombreuses simplifications justifient de considérer les résultats de cette étude avec toutes les limites qui s'y rattachent.

BIBLIOGRAPHIE

- 1- ARNOCZKY S.P., TORZILLI P.A.
Biomechanical analysis of forces acting about the canine hip.
Am. J. Vet. Res., 1981, **42** (9), 1581-5.
- 2- ARON D.N., PALMER R.H., JOHNSON A.L.
Biologic strategies and a balanced concept for repair of highly comminuted long bone fractures.
Compend. Contin. Educ. Pract. Vet., 1995, **17**, 1, 35-49.
- 3- AUTEFAGE A.
Consolidation des fractures.
Encyclopédie vétérinaire, Paris, 1992, Orthopédie 3100, 8p.
- 4- BEALE B.
Orthopedic clinical techniques femur fracture repair
Clin. Tech. Small Anim Pract., 2004, **19**, 134-150.
- 5- BEAUPRE G.S., CARTER D.P, DUELANDR.T., CALER W.E., SPENGLER D.M.
A biomechanical assessment of plate fixation, with insufficient bony support.
Orthop. Res., 1988, **6**, 721 – 729.
- 6- BERGMANN G., SIRAKYJ., ROHLMANN A.
A comparaison of hip joint forces in sheep, dog and man.
J. Biomechanics, 1984, **12**: 907-921
- 7- BERNARDE A., DIOP A., MAUREL N., VIGUIER E.
An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model.
Vet. Surg., 2001, **30**, 397-408.
- 8- BRUSE S., DEE J., PRIEUR W.D.
Internal fixation with a VCP in small animals.
Vet Comp. Orthop. Trauma., 1989, **1**, 40 - 46.
- 9- CABASSU J.P.
Application de la VCP.
Proceedings Congrès CNVSPA, Paris, 1994.
- 10- CLAES L., HEITERMEYER U., KRISCHAK G., BRAUN H., HIERHOLZER G.
Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures.
Clin. Orthop., 1999, **365**, 221-229.
- 11- CORDEY J.
An introduction to selected chapters in bone biomechanics.
Injury, 1999, **30**, S-A1 – S-A6.

- 12- CORDEY J., GAUTIER E.
Strain gauges used in the mechanical testing of bones.
Part I: Theoretical and technical aspects.
Injury, 1999, **30**, S-A7 – S-A13.
- 13- CORDEY J., GAUTIER E.
Strain gauges used in the mechanical testing of bones.
Part II: “In vitro” and “in vivo” technique.
Injury, 1999, **30**, S-A14 – S-A20.
- 14- DEE J.F.
Clinical application of VCP.
Vet. Comp. Orthop. Trauma., 1991, **4**, 2, 37 – 38.
- 15- DE KEYSER R., GEYSEN, LUYCKS F., SCHEPMANS M.,
VANDEKERCKHOVE P., VAN TILBURG J., VERHOEVEN G., VRANCKX R.
The use of plate and rod for repair of complex and unstable fractures of femur, tibia
and humerus.
Proceedings 10th ESVOT Congress, Munich, 23-26 Mars 2000
- 16- DE YOUNG D.J., PROBST C.W.
Methods of internal fracture fixation. General principles.
In: SLATTER D. Textbook of small animal surgery. Deuxième édition. Philadelphia:
W.B SAUNDERS COMPANY, 1993, 1610-1631.
- 17- DRAPE J.
L’ostéosynthèse biologique.
Proceedings CNVSPA, Lyon, 1996.
- 18- DUHAUTOIS B.
Enclouage, clou verrouillé et cerclage.
Encyclopédie vétérinaire (Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris,
tous droits réservés) Orthopédie 3400, 2000, 11p.
- 19- FIELD J.R., TÖRNKVIST H.
Biological fracture fixation: a perspective.
Vet. Comp. Orthop. Trauma., 2001 ; **14** :169-78.
- 20- FORTERRE F.
L’ostéosynthèse biologique : étude rétrospective de 126 fractures traitées par une
ostéosynthèse biologique.
Th.: Med. Vet. : Toulouse: 1993-TOU 34116.
- 21- FOUX A., YEADON A.J., UHTHOFF H.K.
Improved fracture healing with less rigid plates.
Clin. Orthop. And Rel Res, 1997, **339**, 232-245.

- 22- FREY A.J., OLDS R.
A new technique for repair of comminuted diaphyseal fractures.
Vet. Surg., 1981, **10**, 51 – 57.
- 23- FRUCHTER A.M., HOLMBERG D.L.
Mechanical analysis of the VCP.
Vet. Comp. Ortho. Trauma., 1991, **4**, 116 – 119.
- 24- GRIFFON D., WALLACE L.
Biomechanical properties of canine corticocancellous bone frozen in normal saline solution.
Am. J. Vet. Res., 1995, **56** (6): 822-825
- 25- GUIRAUTE I.
Plaques vétérinaires sécables : étude biomécanique vétérinaire.
Th. : Med. Vet. Toulouse : 1996-TOU 34068.
- 26- HULSE D., HYMAN B.
Biomechanics of fracture fixation failure. Physiologic forces, stresses, and strains in normal bone.
Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract., 1991, **21**, 4, 647-667.
- 27- HULSE D., HYMAN B.
Fracture biology and biomechanics.
In: SLATTER D. Textbook of small animal surgery. Deuxième édition. Philadelphia: W.B SAUNDERS COMPANY, 1993, **2**, 1595-1603.
- 28- HULSE D., HYMAN B., NORI M., SLATER M.
Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin.
Vet. Surg., 1997, **26**, 6, 451-459.
- 29- HULSE D., FERRY K., FAWCETT A.
Effect of intramedullary pin size on reducing bone plate strain.
Vet. Comp. Orthop. Trauma, 2000, **13**, 185-190.
- 30- JOHNSON A.L., SMITH C.W., SCHAEFFER D.J.
Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases (1987-1997).
J. Am. Vet. Med. Ass., 1998, **213**, 8, p.1157-1160.
- 31- KANG Q., AN Y., FRIEDMAN R.J.
Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone.
Am. J. Vet. Res., 1997, **58** (10) : 1171-1173.
- 32- KYOWA ELECTRONIC INSTRUMENT CO., LTD.
Introduction to strain gages: What's a strain gage?
Adresse URL: <http://www.kyowa-ei.co.com>

- 33- LAKES R.S.
Viscoelastic properties of cortical bone.
Bone Mechanics Handbook, S.C. Cowin, Editor. 2001, CRC Press: Boca Raton
- 34- LINDE F., SORENSEN H.C.F.
The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone.
J. Biomech., 1993, **26**: 1249-1252.
- 35- MAC KIBBIN B.
The biology of fracture healing in long bones.
J. Bone Joint Surg [Br], 1978, **60**: 150-162.
- 36- MANLEY P.A., SCHATZKER J., SUMMER-SMITH G.
Evaluation of tension and compression forces in the canine femur in vivo.
Arch. Orthop. Traumat. Surg., 1982, **99**, 213-216.
- 37- MARIAUD J.J.
Contribution à l'étude biomécanique de l'articulation coxo-fémorale du chien:
application à la dysplasie de la hanche.
Th.: Med.Vet. Toulouse: Nantes, 1989 TH4 – 1986 – MARIAUD
- 38- MEYRUEIS J.-P., CAZENAVE A.
Consolidation des fractures.
Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris - France). Appareil locomoteur Tome 1
- 39- MEYRUEIS P., CAZENAVE A., ZIMMERMANN R.
Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures.
Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris – France) Appareil locomoteur Tome 1
- 40- OLMSTEAD M.L.
Complications of fractures repaired with plates and screws.
Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract., 1991, **21**, 4, 669-686.
- 41- PAGE A.E., ALLAN C., JASTY M., HARRIGAN T.P., BRAGDON C.R., HARRIS W.H.
Determination of loading parameters in the canine hip in vivo.
J. Biomechanics, 1993, **26**, 571-579.
- 42- PALIERNE S.
Etude morphométrique du fémur chez le chien.
Th.: Med Vet. Toulouse: 2002, TOU 3 – 4127.
- 43- PALMER R.H.
Biological osteosynthesis.
Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract., 1999, **29**, 5, 1171-1185.

- 44- PAPAKOSTIDIS C., GROTZ M.R.W., PAPADOKOSTAKIS G., DIMITRIOU R., GIANNOUDIS P.V.
Femoral biologic plate fixation
Clin Orthop Rel Res, 2006, **450**, 193-202.
- 45- PERREN S.M., CORDEY J.
The concept of interfragmentary strain.
In: UHTHOFF H.K. Current concepts of internal fixation of fractures.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer verlag, 1980, 63-70.
- 46- PERREN S.M.
Evolution of the internal fixation of long bone fractures.
J. Bone Joint Surg. [Br], 2002, **84 B**: 1093-110.
- 47- PIERMATTEI D.L., FLO G.L, DECAMP C.E.
Fractures: classification, diagnosis and treatment.
In: BRINKER, PIERMATTEI and FLO's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair 4th Edition. SAUNDERS, 2006, 25-159.
- 48- PIERMATTEI D.L., FLO G.L, DECAMP C.E.
Fractures of the femur.
In: BRINKER, PIERMATTEI and FLO's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair 4th Edition. SAUNDERS, 2006, 512-557.
- 49- REEMS M.R., BEALE B.S, HULSE D.
Use of a plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994-2001)
J. Am. Vet. Med. Assoc. 2003, **223**, 330-335.
- 50- RHINELANDER F.W., WILSON J.W.
Blood supply to developing mature and healing bone.
In: SUMMER-SMITH G. Bone in Clinical Orthopedics. Philadelphia: WB SAUNDERS COMPANY, 1982, 81 – 158.
- 51- SCHILTZ G.
Biomécanique osseuse: Bases théoriques et biomécanique des fractures.
Point Vet., 1988, **20**, 115, 619-630.
- 52- SCHILTZ G.
Biomécanique osseuse: Biomécanique de la réparation des fractures.
Point Vet., 1989, **21**, 124, 677-684.
- 53- SCHRADER S.C.
Complications associated with the use of Steinmann intramedullary pins and cerclages wires for fixation of long-bone fractures.
Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract., 1991, **21**, 4, 687-703.

54- SMITH G.K

Biomechanics pertinent to fracture etiology, reduction end fixation.

In: NEWTON C.D., NUNAMAKER D.M. Textbook of small animal orthopaedics.
Philadelphia: J.B. Lippincot Company, 1985, 195-230.

55- WENDA K., RUNKEL M., DEGREIF J., RUDIG L.

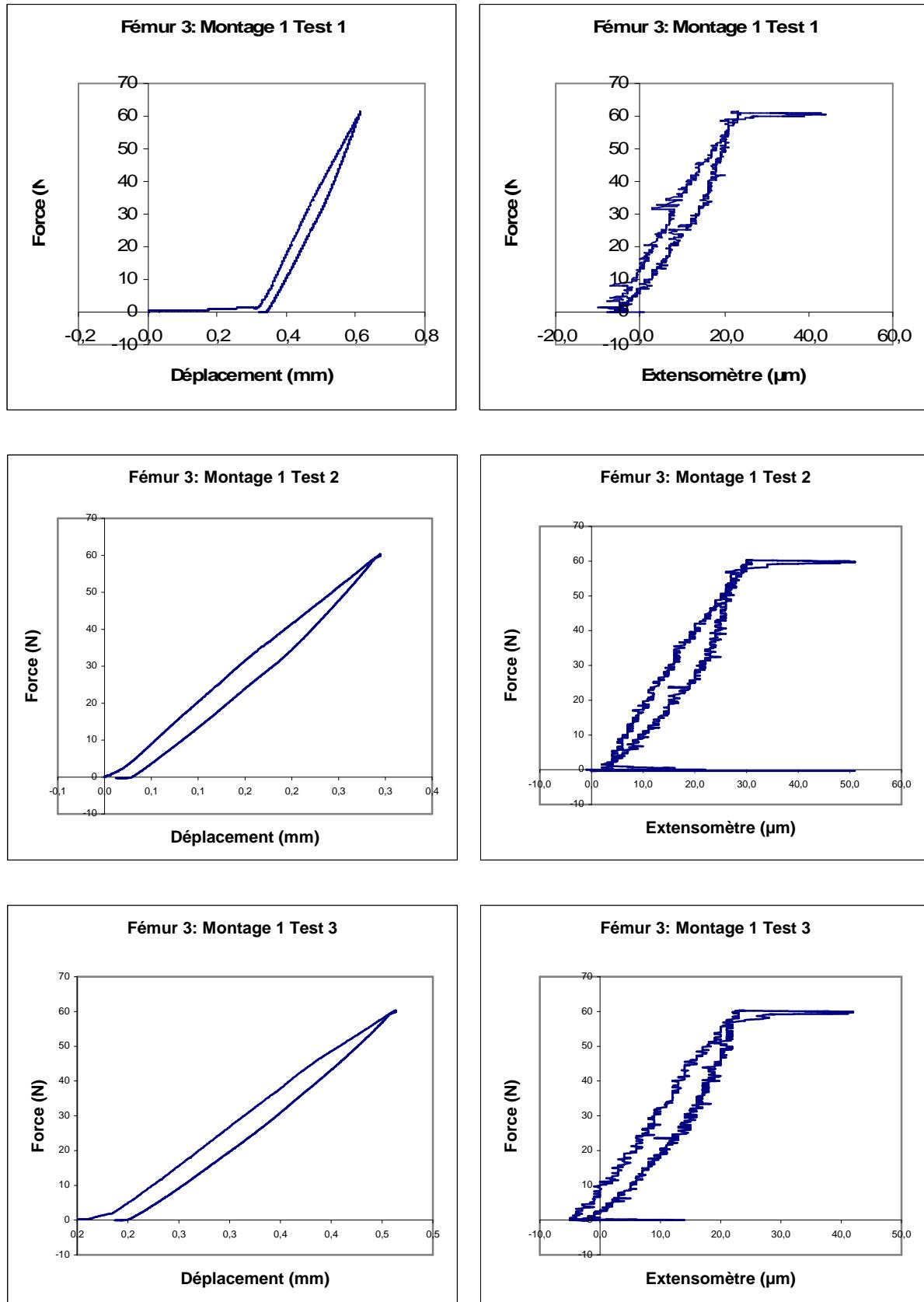
Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fractures

Injury, 1997, **28**, Suppl No.1, S-A13 – S-A19.

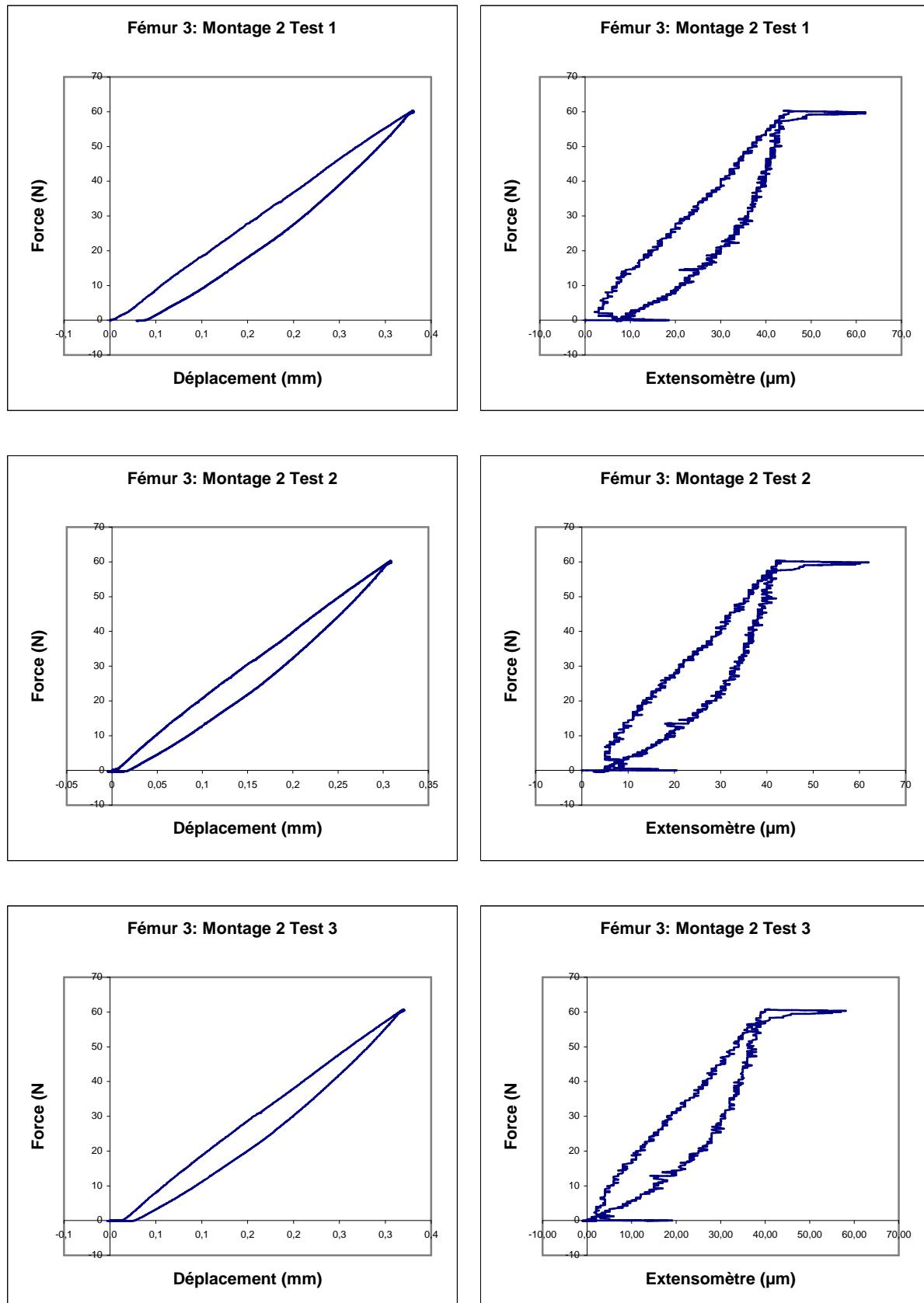


ANNEXES

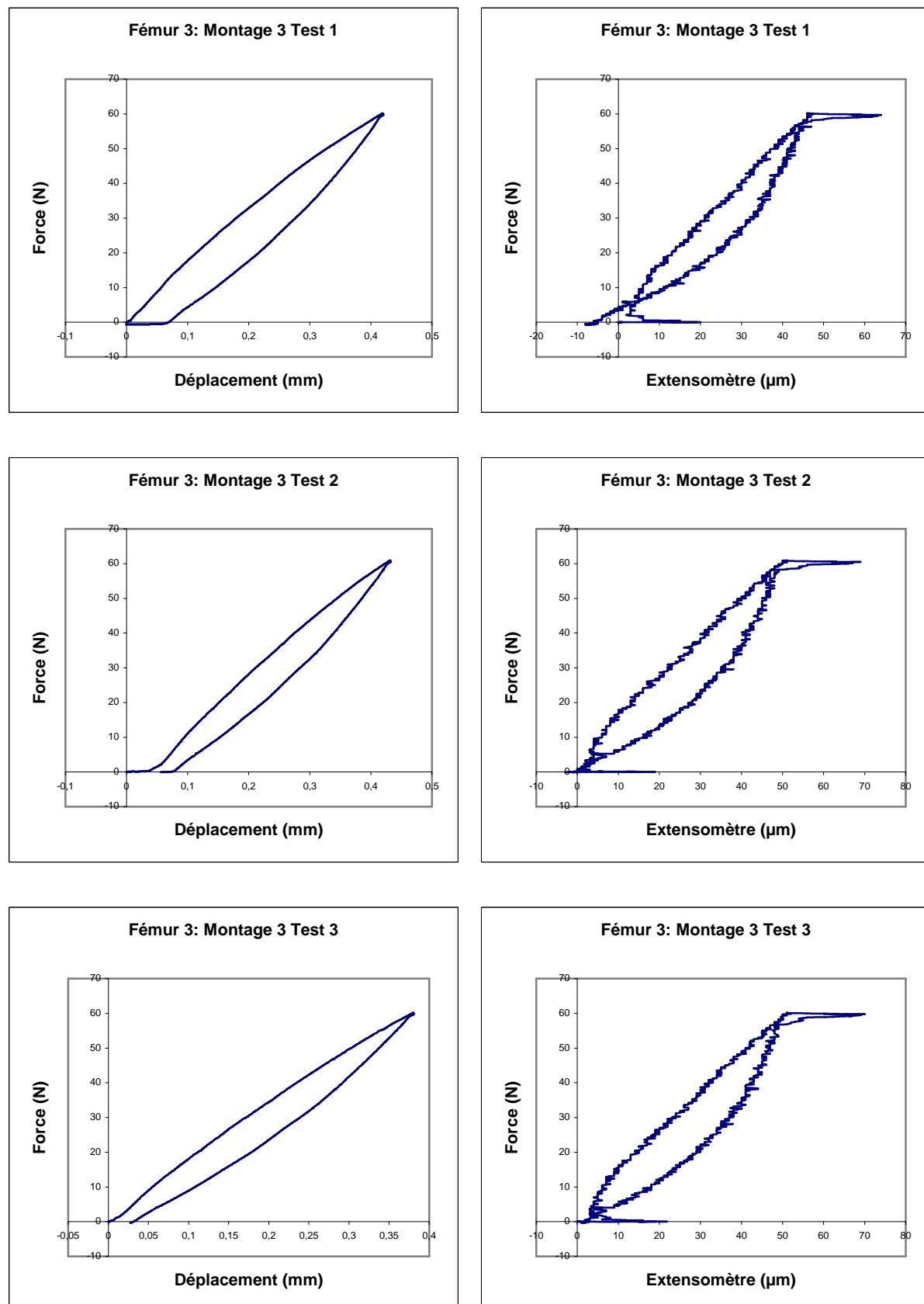
Annexe 1 : Courbes obtenues pour le fémur 3 équipé du montage 1 :



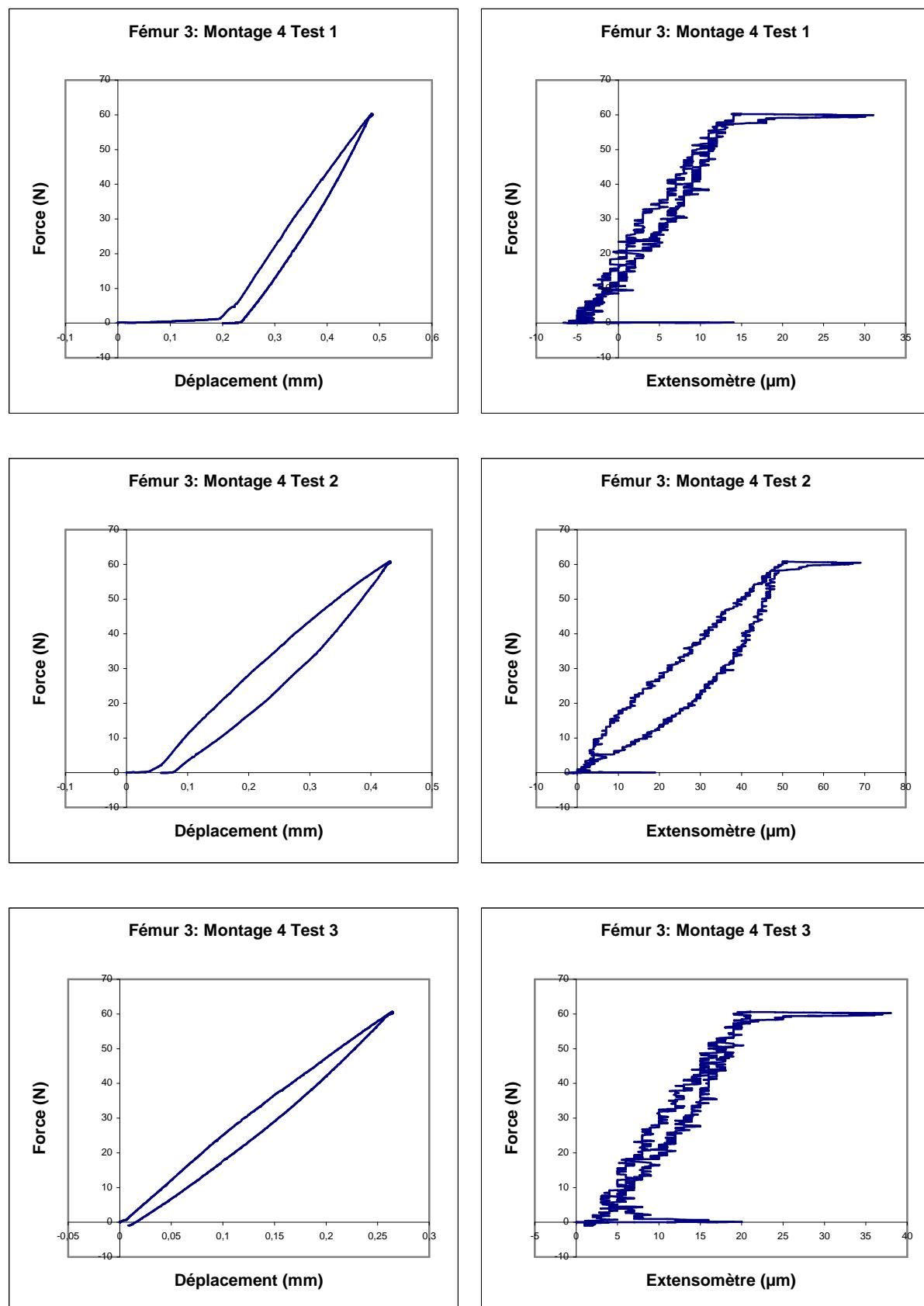
Annexe 2 : Courbes obtenues pour le fémur 3 équipé du montage 2 :



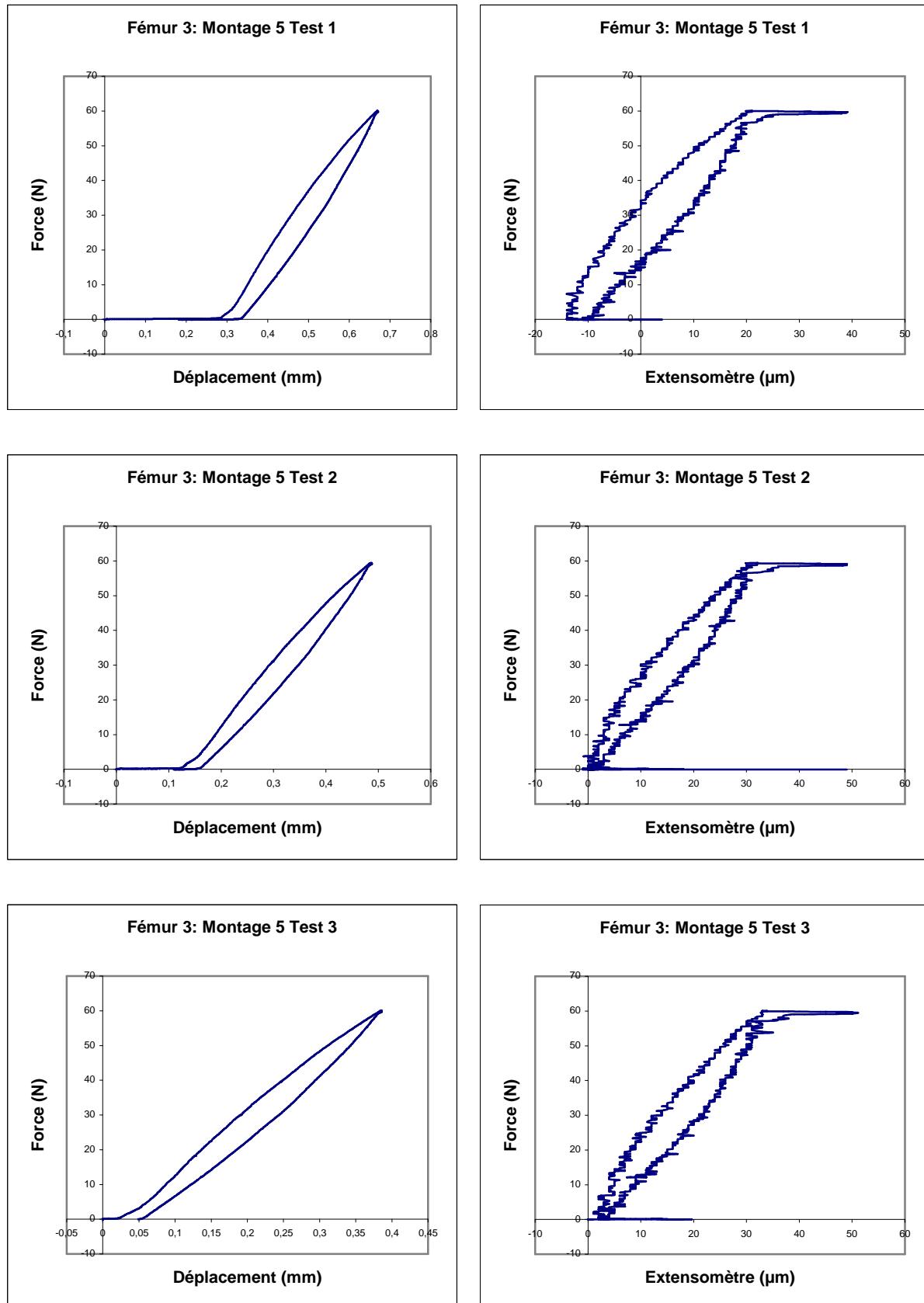
Annexe 3 : Courbes obtenues pour la fémur 3 équipé du montage 3 :



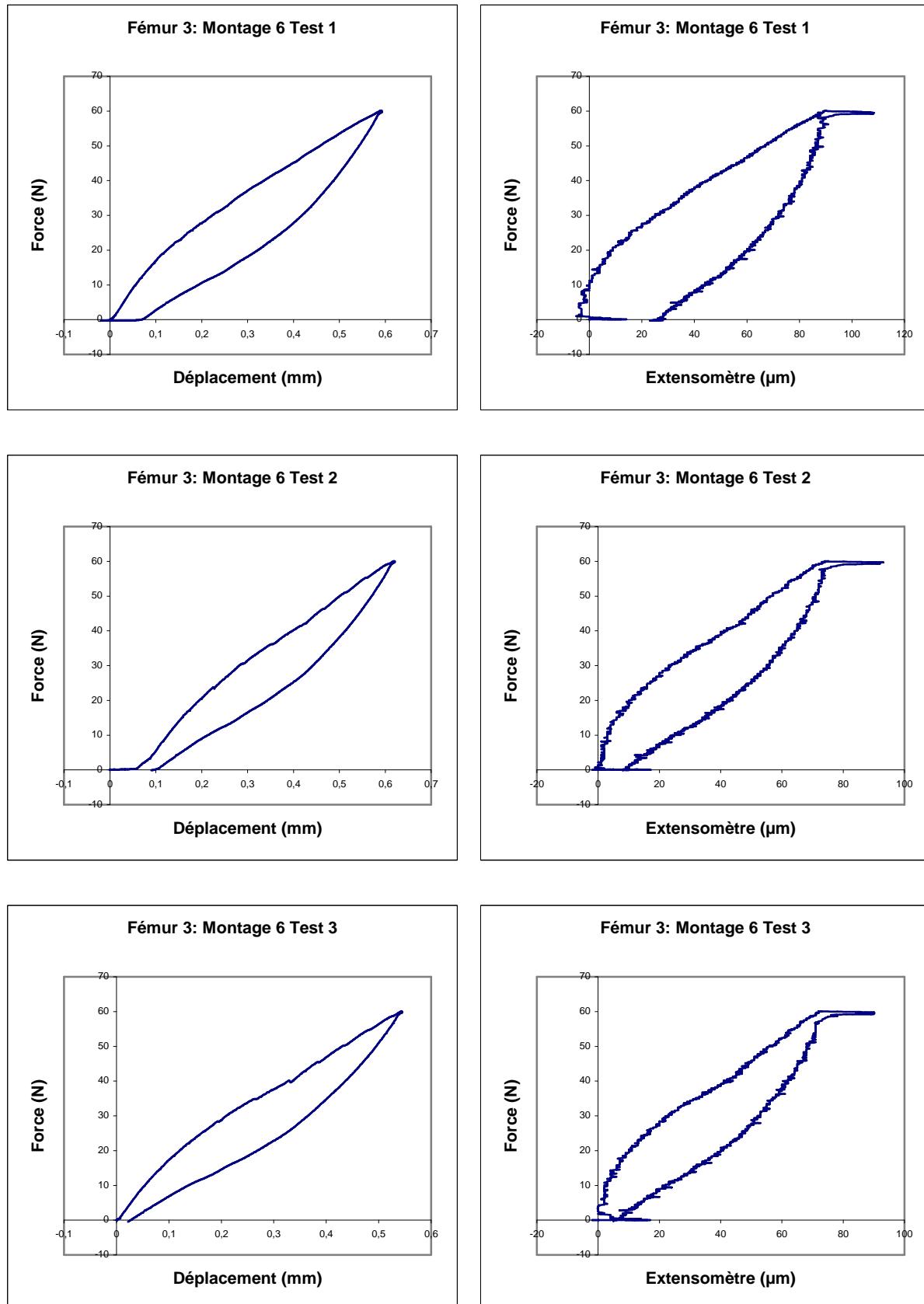
Annexe 4 : Courbes obtenues pour le fémur 3 équipé du montage 4 :



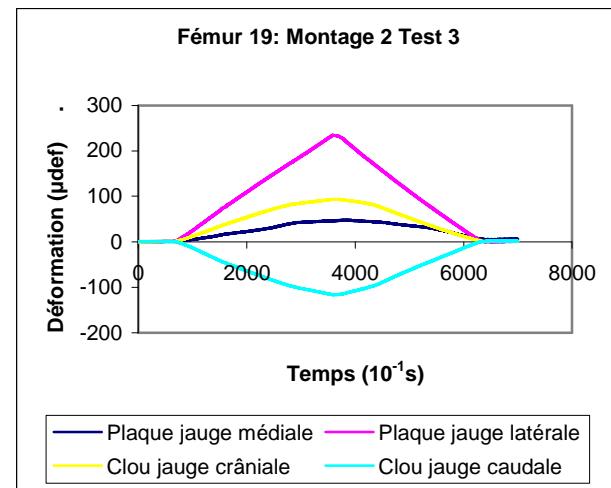
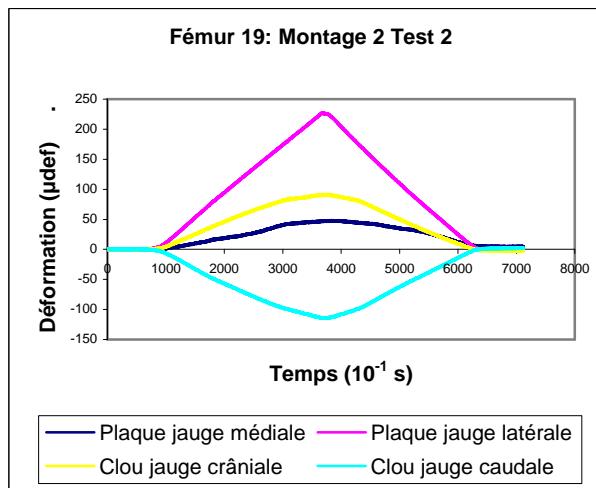
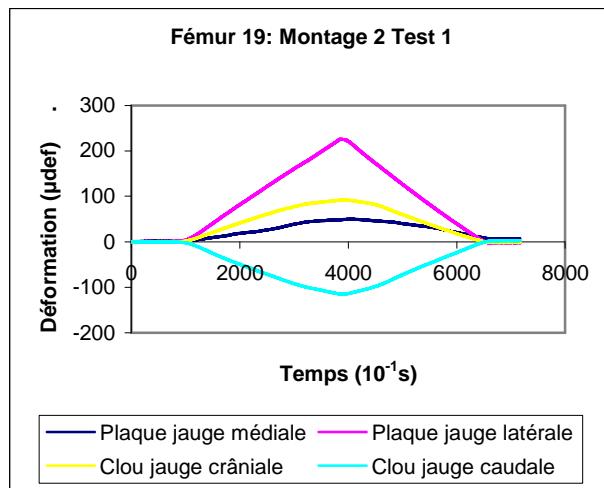
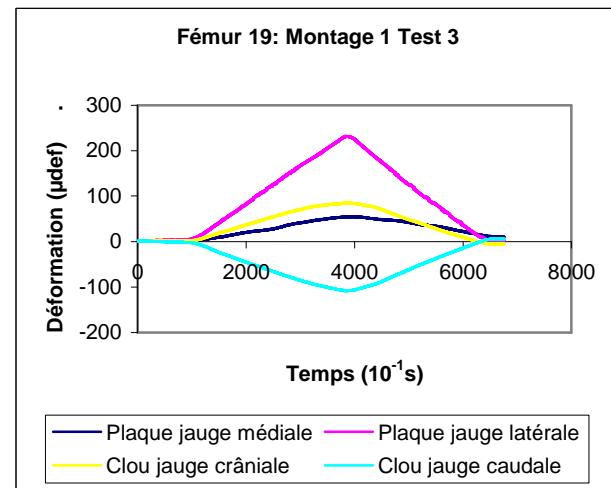
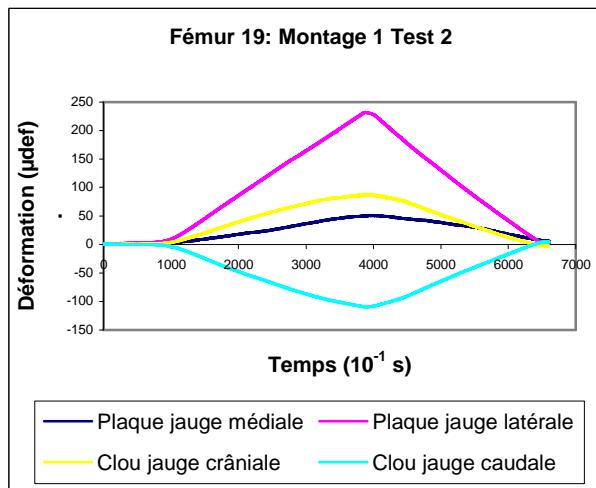
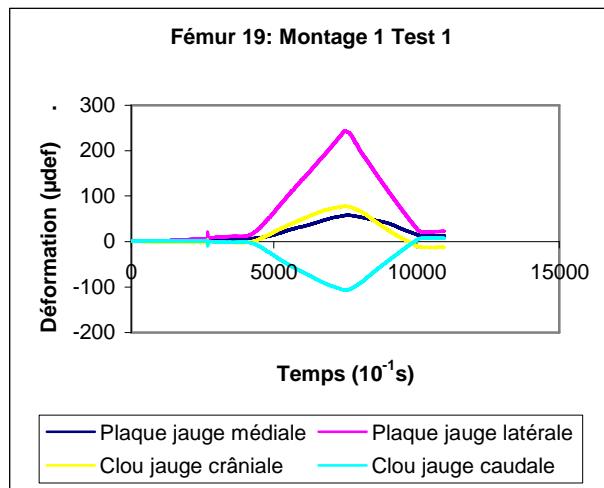
Annexe 5 : Courbes obtenues pour le fémur 3 équipé du montage 5 :

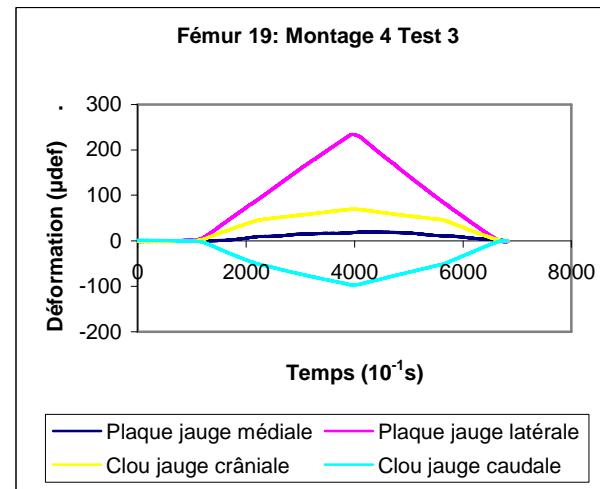
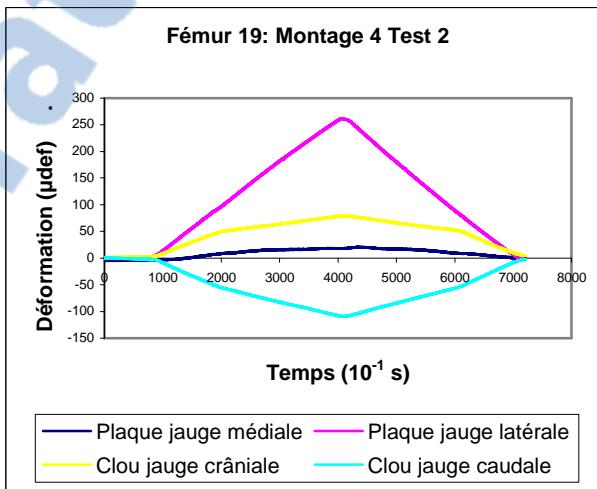
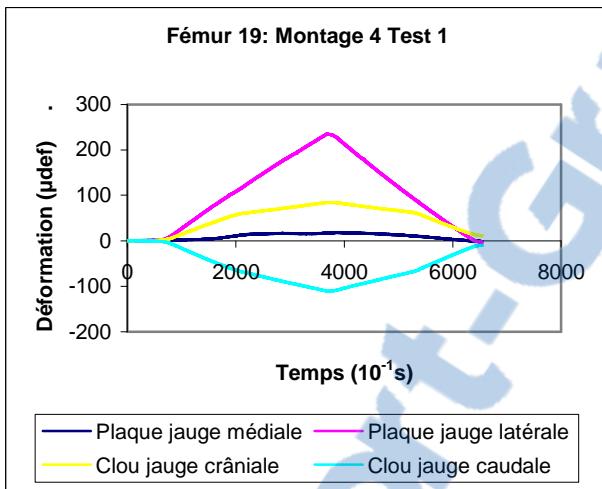
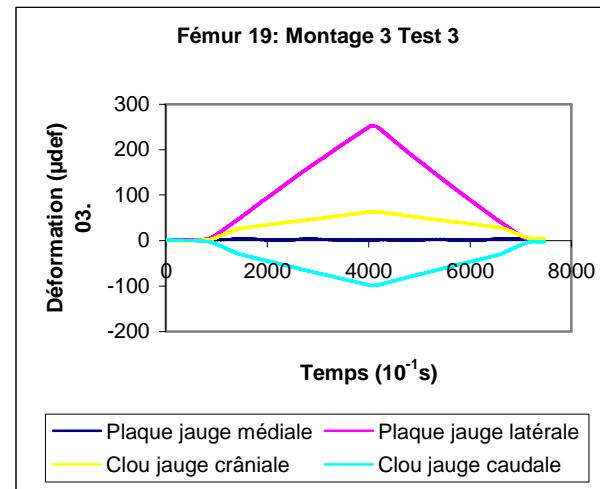
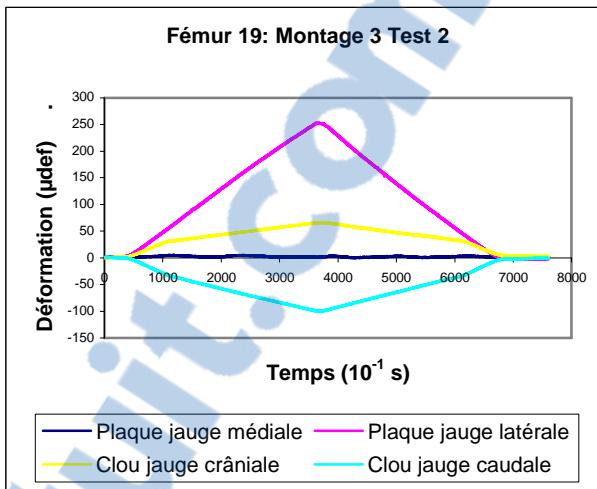
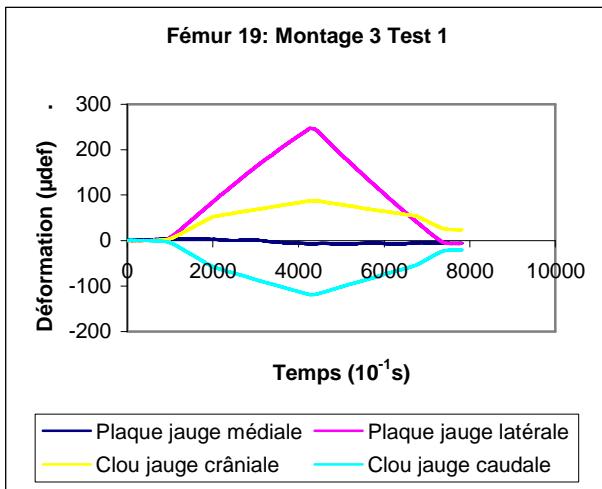


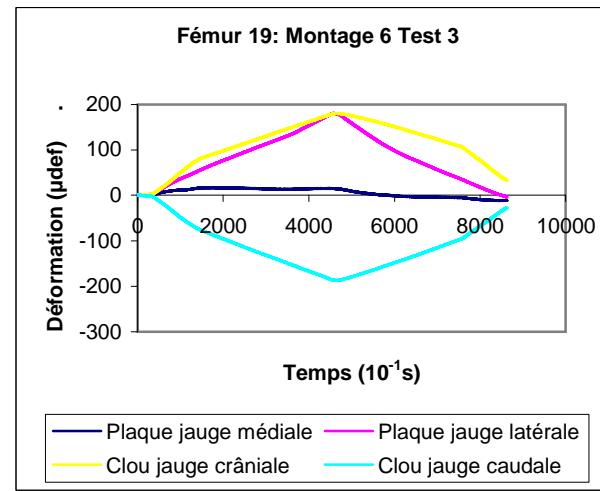
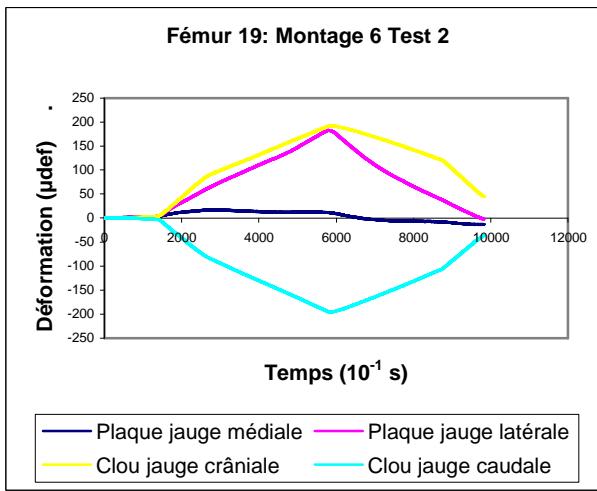
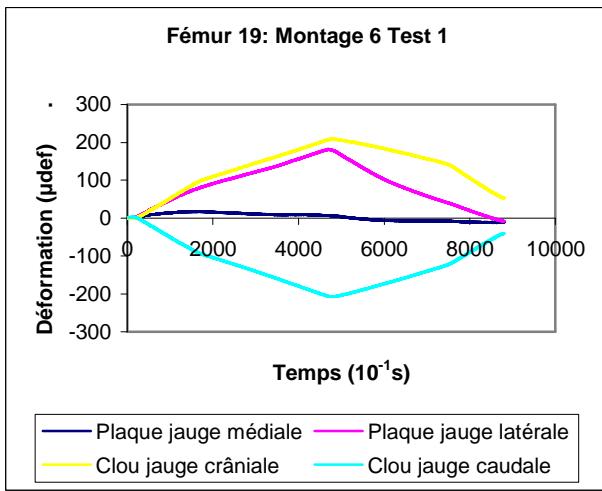
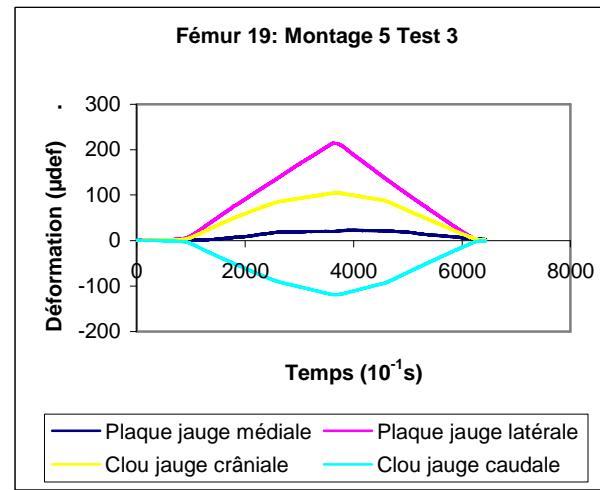
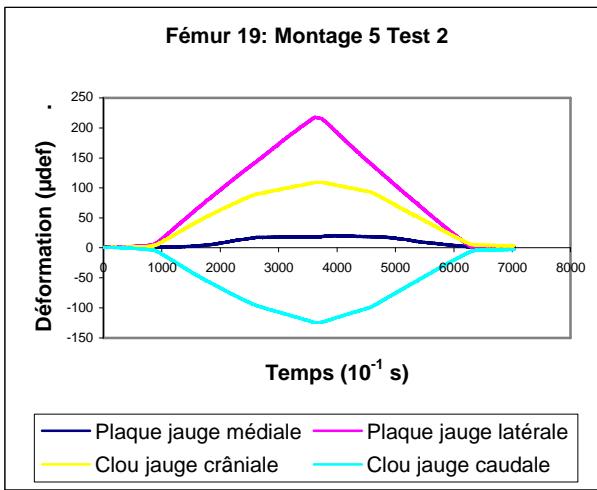
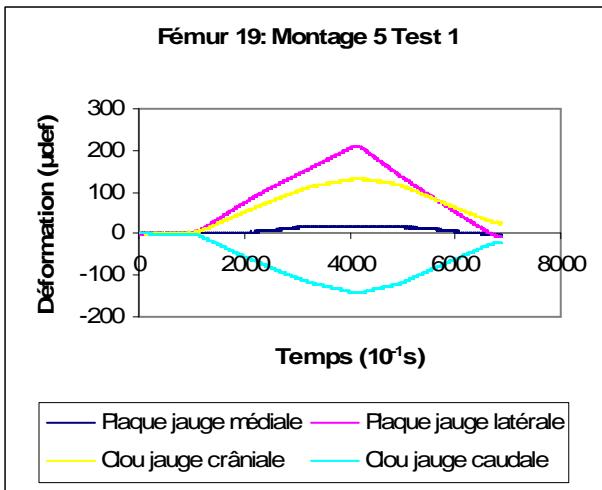
Annexe 6 : Courbes obtenues pour le fémur 3 équipé du montage 6 :



Annexe 7 : Courbes représentant les déformations enregistrées par les 4 jauge d'extensométrie au cours des différents tests sur le fémur 19







Toulouse, 2008

NOM : PALISSIER

Prénom : Fanny

TITRE : Comparaison de 6 montages combinés clou-plaque chez le chien : Etude mécanique expérimentale.

RESUME : Dans le cadre du traitement des fractures fémorales comminutives chez les chiens de petit format visant à respecter le concept de l'ostéosynthèse biologique, l'auteur se propose de comparer 6 montages combinés clou - plaque VCP 2.0 – 2.7 en faisant varier le nombre de vis servant à la fixation de la plaque. L'étude a été réalisée sur 10 fémurs ayant chacun reçu 6 montages différents successivement. Ils ont été soumis à des tests mécaniques en compression permettant d'évaluer la raideur globale des montages, la mobilité du foyer de fracture, et la déformation des implants. Les résultats mettent en évidence des différences de raideur globale et de stabilité du foyer de fracture en fonction des différents montages.

MOTS-CLES : BIOMECHANIQUE – CHIEN – FEMUR – FRACTURE - OSTEOSYNTHÈSE

ENGLISH TITLE : Comparison of 6 plate-rod construct in dogs: Mechanical experimental study

ABSTRACT : The purpose of the author was to compare different plate-rod constructs for repair highly comminuted femoral diaphyseal fracture respecting the concept of biological osteosynthesis. The author suggests comparing 6 plate - rod construct; the plate used was a Veterinay Cuttable Plate associated with intramedullary pin; the number of screws was variable. The study was realised on 10 femurs, the 6 plate - rod constructs were tested on each femur; they were loaded in testing machine to determine the influence on construction stiffness, mobility of the fracture gap and strain on the implant. Results show differences in stiffness and stability between the 6 constructions.

KEYWORDS : BIOMECHANICAL – DOG – FEMUR – FRACTURE - OSTEOSYNTHESIS